

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE MADRID

ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR



**Grado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de
Telecomunicación**

TRABAJO FIN DE GRADO

**Calibración automática y elección de las mejores referencias en
interfaces cerebro máquina.**

Autor: David Rodríguez Muñoz

Tutor: Pablo Varona Martínez

Julio 2016

Calibración automática y elección de las mejores referencias en interfaces cerebro máquina.

AUTOR: David Rodríguez Muñoz

TUTOR: Pablo Varona Martínez

**Grupo de Neurocomputación Biológica
Dpto. Tecnología Electrónica y de las Comunicaciones
Escuela Politécnica Superior
Universidad Autónoma de Madrid
Julio de 2016**

Resumen

En este trabajo se ha intentado realizar una mejora de una interfaz cerebro máquina basada en potenciales visuales evocados estacionarios (SSVEP) incorporando una adaptación del usuario. Las señales SSVEP son señales cerebrales que aparecen en la zona occipital del cerebro como respuesta a un estímulo visual parpadeante y pueden ser registradas mediante un electroencefalograma (EEG). Como no todas las personas reaccionan igual a los estímulos parpadeantes, se intentará buscar en qué zonas del cuero cabelludo de un determinado usuario se puede conseguir una mejor calidad de señal.

En el presente documento, primero se introducirán las interfaces cerebro máquina (BCI), se hará una enumeración de los distintos sistemas de grabación de la actividad cerebral y se explicarán las señales de control BCI más usadas en el momento. Por último se argumentará la necesidad de un continuo desarrollo de esta tecnología.

Una vez explicada la tecnología BCI, se continuará con las descripciones de los sistemas de grabación EEG usados y de los instrumentos que utilizados las pruebas de búsqueda de mejores referencias. Tras esto, se explicará el procesamiento de señal necesario para la implementación de BCI basados en señales SSVEP.

A continuación se dejará constancia del procedimiento llevado a cabo para las distintas pruebas con sujetos voluntarios, y el razonamiento de por qué se ha decidido hacerlas con un diseño específico. Los resultados serán analizados y expuestos en diferentes tablas que ayudan a una fácil visualización.

Se terminará con la valoración de los resultados obtenidos. Se discutirá sobre si la elección de referencias específicas en cada sujeto proporciona una mejora significativa para BCIs basados en la señal SSVEP.

Palabras clave

Interfaz cerebro-máquina, BCI, electroencefalograma, EEG, potenciales visuales evocados de estado estable, SSVEP.

Abstract

The purpose of the research in this Bachelor Thesis is to improve an interface brain-machine based on steady state visual evoked potentials (SSVEP signals) by incorporating an adaptation to the user. SSVEP signals are brain signals that appear in the occipital region of the brain as a response to a visual stimulus and that can be recorded by an electroencephalogram (EEG). Because not all persons respond to visual stimulus in the same way, we will try to find in which areas of the scalp the best quality signal is obtained.

In this document, more specifically in the state of the art section, we will enumerate the different brain-activity recording systems and explain the most widely used BCI control signals nowadays. Finally, the reasons as to why this technology should be developed will be explained.

Once we have fully explained BCI technology, we will proceed with the description of the EEG recording systems that have been employed in these experiments and of the instruments used to generate visual stimulus. Later, the signal processing that is needed to implement BCI based on SSVEP signals will be explained.

The procedures followed during the different tests with real people are detailed, including explanations as to why we have decided to proceed in those specific ways. The results will not only be analyzed but will also be presented in tables so they can be easily visualized.

We will end by appreciating the obtained results. We will attempt to find patterns and anomalies for each individual, and we will attempt to understand if this provides a significant improvement in BCI based on SSVEP signals.

Keywords

Brain Computer Interface, BCI, electroencephalogram, EEG, Steady-State Visual Evoked Potentials, SSVEP.

Agradecimientos

He de agradecer el esfuerzo de mis padres. Sin su trabajo y dedicación jamás podría haber estudiado. Gracias por el tiempo dedicado a que tenga un futuro mejor.

INDICE DE CONTENIDOS

1.1 MOTIVACIÓN	1
1.2 OBJETIVOS.....	2
1.3 ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA	2
2 ESTADO DEL ARTE	3
2.1 BRAIN COMPUTER INTERFACE	3
2.1.1 ¿Qué es una interfaz cerebro máquina?	3
2.1.2 Clasificación de los sistemas de adquisición neuronal.	4
2.1.3 Tipos de sistemas de medición neuronal.....	5
2.1.4 Señales de control de un BCI	6
2.1.5 Aplicaciones y problemática de los BCI.	8
2.2 GRABACIÓN EEG	9
2.2.1 Colocación de los electrodos	9
2.2.2 Tipos de electrodos: gel y secos	11
2.3 STEADY-STATE VISUALLY EVOKED POTENTIALS (SSVEP).	11
2.3.1 Selección de mejores frecuencias en BCI basado en SSVEP ya desarrollado en el grupo GNB.	14
2.3.2 Posición de los electrodos para realizar un BCI basado en SSVEP.....	14
3 DISEÑO	15
3.1 SISTEMAS DE GRABACIÓN EEG.....	15
3.1.1 Sistema de grabación EEG del proveedor G-TEC.....	15
3.1.2 Casco de registro EEG Emotive Epoc.....	17
3.2 ESTIMULACIÓN	18
3.3 TRATAMIENTO DE LA SEÑAL PARA DETECCIÓN DE SSVEP	19
4 DESARROLLO.....	21
4.1 DESARROLLO DEL CÓDIGO Y PROCESADO DE LA SEÑAL.....	21
4.2 DISEÑO DE LAS GRABACIONES PARA LA ELECCIÓN DE LOS MEJORES ELECTRODOS EN UN SISTEMA BCI BASADO EN SSVEP	23
4.2.1 Primera prueba: Sistema de G-TEC y cuatro frecuencias de estimulación prefijadas.	23
4.2.2 Segunda prueba: Barrido en frecuencias con los sistemas de grabación EPOC de EMOTIVE y g.USBamp de G-TEC.	25
5 PRUEBAS Y RESULTADOS	27
5.1 PRIMERA PRUEBA: SISTEMA DE G-TEC Y CUATRO FRECUENCIAS DE ESTIMULACIÓN PREFIJADAS.	27
5.1.1 Organización de los datos obtenidos.	27
5.1.2 Análisis de los resultados obtenidos	27
5.2 SEGUNDA PRUEBA: BARRIDO EN FRECUENCIAS CON LOS SISTEMAS DE GRABACIÓN EPOC DE EMOTIVE Y G.USBAMP DE G-TEC.	34
5.2.1 Organización de los datos obtenidos.	34
5.2.2 Análisis de los resultados obtenidos.	34
6 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....	37
6.1 CONCLUSIONES.....	37
6.2 TRABAJO FUTURO	38
REFERENCIAS	39
GLOSARIO	I
ANEXOS	III
A MANUAL DE INSTALACIÓN.....	III
B MANUAL DEL PROGRAMADOR	V

INDICE DE FIGURAS

ILUSTRACIÓN 0: LOGO EPS.....	
ILUSTRACIÓN 1: FLUJO DE UN SISTEMA BCI BASADO EN EL TEXTO (WOLPAW ET AL. 2000).....	3
ILUSTRACIÓN 2: SISTEMA DE COLOCACIÓN DE ELECTRODOS 10-20	10
ILUSTRACIÓN 3: ESQUEMA DE CONFIGURACIÓN MONOPOLAR Y BIPOLAR. BASADO EN EL TEXTO DE (DIEZ ET AL. 2010).....	10
ILUSTRACIÓN 4: ELECTRODOS SECOS UTILIZADOS EN EL SISTEMA DE GRABACIÓN DE G-TEC	11
ILUSTRACIÓN 5: ESQUEMA DE CÓMO SE PRODUCE LA SEÑAL SSVEP. BASADO EN EL TRABAJO DE DISEÑO DE INTERFACES CEREBRO MÁQUINA CONTROLADOS POR SEÑALIZACIÓN BIOLÓGICA DE ANA SOTOMAYOR.	12
ILUSTRACIÓN 6: TÍPICA IMPLEMENTACIÓN DE UN BCI BASADO EN SSVEP.....	13
ILUSTRACIÓN 7: AMPLIFICADOR DE GRABACIONES EEG G.USBAMP	15
ILUSTRACIÓN 8: CASCO DE GRABACIÓN CON ELECTRODOS SECOS DE G-TEC	16
ILUSTRACIÓN 9: AMPLIFICADOR G.USBAMP Y G.SAHARA BOX	16
ILUSTRACIÓN 10: COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS EN EL CASCO DE G-TEC.....	17
ILUSTRACIÓN 11: COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS PARA LAS PRUEBAS REALIZADAS CON EL SISTEMA DE GRABACIÓN EEG DE G-TEC	17
ILUSTRACIÓN 12: SISTEMA DE GRABACIÓN E-MOTIVE EPOC	18
ILUSTRACIÓN 13: COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS EN LAS PRUEBAS GRABADAS CON EL SISTEMA DE E-MOTIVE.....	18
ILUSTRACIÓN 14: CAJA DE ESTIMULACIÓN POR LEDS.....	19
ILUSTRACIÓN 15: SEÑAL EEG GRABADA EN TIEMPO CON UNA ESTIMULACIÓN DE 15 HZ Y SU CALCULO POSTERIOR DE LA SEÑAL SNR.....	20
ILUSTRACIÓN 16: PRUEBAS CON EL SISTEMA DE GRABACIÓN DE G-TEC Y CUATRO FRECUENCIAS DE ESTIMULACIÓN.	23
ILUSTRACIÓN 17: BARRIDOS EN FRECUENCIA CON ESTIMULACIÓN DE 6 LEDS Y SISTEMA DE GRABACIÓN DE G-TEC.	26
ILUSTRACIÓN 18: COMPARACIÓN DE LOS SNR OBTENIDOS PARA EL SUJETO 5 CON LOS PARES OZ-POZ Y MEDIANTE SELECCIÓN DE LAS MEJORES REFERENCIAS.....	33

INDICE DE TABLAS

TABLA 1: MÉTODOS DE ADQUISICIÓN DE SEÑAL EN UN BCI. ADAPTADO DE (NICOLAS-ALONSO & GOMEZ-GIL 2012)).	6
TABLA 2:DIFERENTES TIPOS DE SEÑALES DE CONTROL BCI (ADAPTADO DE (NICOLAS-ALONSO & GOMEZ-GIL 2012))	7
TABLA 3: ESQUEMA DEL PROCESAMIENTO DE SEÑAL REALIZADO.	22
TABLA 4: RESULTADOS PARA LA PRIMERA PRUEBA. SISTEMA DE G-TEC Y CUATRO FRECUENCIAS DE ESTIMULACIÓN DE PREFIJADAS.	28
TABLA 5: RESULTADOS PARA LA PRIMERA PRUEBA. SISTEMA DE G-TEC Y CUATRO FRECUENCIAS DE ESTIMULACIÓN DE PREFIJADAS.	29
TABLA 6: RESULTADOS PARA LA PRIMERA PRUEBA. SISTEMA DE G-TEC Y CUATRO FRECUENCIAS DE ESTIMULACIÓN DE PREFIJADAS.	30
TABLA 7: RESULTADOS PARA LA PRIMERA PRUEBA. SISTEMA DE G-TEC Y CUATRO FRECUENCIAS DE ESTIMULACIÓN DE PREFIJADAS.	31
TABLA 8: GRAFICO DE BARRAS CON LAS REFERENCIAS QUE MÁS VECES HAN SIDO ELEGIDAS COMO MEJOR REFERENCIA PARA TODOS LOS TIPOS DE CRITERIOS. COMO SE PUEDE OBSERVAR LOS PARES QUE MÁS HAN APARECIDO LO HAN HECHO EN EL 7% DE LOS CASOS	32
TABLA 9: RESULTADOS PARA LA SEGUNDA PRUEBA. SISTEMA DE G-TEC Y BARRIDO DE FRECUENCIAS.....	35
TABLA 10: RESULTADOS PARA LA SEGUNDA PRUEBA. SISTEMA DE EMOTIVE Y BARRIDO DE FRECUENCIAS.....	36

Introducción

1.1 Motivación

Desde tiempo atrás la forma más común en la que una persona puede interactuar con un ordenador ha sido mediante el uso del ratón y teclado. A pesar de la facilidad de uso e implementación estos dispositivos tienen ciertas limitaciones. En los últimos años se han desarrollado multitud de interfaces que son capaces de hacernos interactuar con una computadora. Entre ellos podemos hablar del reconocimiento de voz, pantallas táctiles, uso de señales biométricas o seguimiento de ojos. Para la mayoría de los sistemas de interacción con la computadora se necesita el uso de acciones motoras por parte del usuario, esto puede plantear un serio problema para personas con discapacidades. En este ámbito de búsqueda de la comunicación con la computadora sin la necesidad de movimiento nacen las interfaces cerebro máquina.

Un interfaz cerebro máquina es un sistema que permite la comunicación con un ordenador o computadora con la particularidad de que no es necesario una actividad muscular. Mediante el estudio de las señales cerebrales, un BCI decodifica la intencionalidad de un sujeto y es capaz de traducirla en órdenes para un sistema electrónico (McFarland & Wolpaw 2011).

Se han diseñado una gran variedad de tipos de interfaces cerebro máquina, pero podemos destacar aquellas que son controladas mediante la señal SSVEP. SSVEP es un tipo de señal que permite controlar BCIs y consiste en modulaciones generadas por el cortex visual tras recibir estímulos visuales parpadeantes. Este tipo de señal proporciona interfaces cerebro máquina relativamente sencillos de implementar y con una alta transferencia de información. Por ello, esta señal ha sido la seleccionada para este trabajo de fin de grado.

Sin embargo estos tipos de interfaces se encuentran lejos de ser poder utilizados por el gran público. Se han obtenido buenos resultados en laboratorios pero siguen siendo sistemas con altas tasas de fallos, teniendo además el problema del *BCI Illiteracy*. Se denomina *BCI Illiteracy* al fenómeno por el cual el control de las interfaces cerebro máquina no funciona para un porcentaje relativamente alto de la población. Este porcentaje se encuentra en casi un 20% para el caso de los BCI basados en la señal SSVEP (Blankertz et al. 2006; Volosyak 2011).

Este trabajo tratará de abordar una forma eficiente de mejorar los sistemas cerebro máquina basados en SSVEP para, en primer lugar, mejorar su tasa de fallos y en segundo, lugar tratar de bajar el porcentaje de personas que no son capaces de utilizar estos sistemas. El fin último es que algún día las interfaces cerebro máquina puedan ser una realidad y ayuden a mejorar las experiencias de los usuarios a la hora de usar una computadora.

1.2 Objetivos

Las interfaces cerebro máquina son una tecnología que está aún en proceso de desarrollo debido a que no se ha conseguido sistemas lo suficientemente fiables para que puedan ser usados fuera de un laboratorio. El objetivo de este trabajo es tratar de conseguir una mayor adaptación al usuario en una interfaz cerebro máquina basada en SSVEP. Para ello, nos centraremos en una selección automática e individualizada de aquellos electrodos, que en una grabación EEG, estén mejor posicionados para proporcionar una mayor calidad de señal SSVEP.

Para conseguir el objetivo este trabajo se ha dividido en tres grandes partes. La primera, el desarrollo de un software que seleccione los electrodos mejor posicionados de forma automática. La segunda, la realización de un estudio mediante pruebas en sujetos para desarrollar un protocolo a seguir con el cual se pueda hacer elecciones de las mejores referencias de forma satisfactoria. Y por último, se buscará demostrar que mediante la selección de las mejores referencias se consigue una mejora en la detección de la señal SSVEP.

1.3 Organización de la memoria

La memoria consta de los siguientes capítulos:

- **Estado del arte.** En este apartado se hará un estudio sobre las interfaces cerebro máquina, se explicarán las diferentes formas de grabación de la actividad cerebral y se enumerarán las señales de control BCI más importantes hasta la fecha. Por último se hablará sobre los BCI basados en SSVEP, ya que han sido los utilizados en este trabajo.
- **Diseño.** Aquí se explicarán los diferentes sistemas de grabación EEG utilizados en este trabajo, el tipo de estimulación usado y cómo se ha diseñado el procesamiento de señal necesario.
- **Desarrollo.** En el desarrollo se explicará principalmente cómo se han llevado a cabo las pruebas con los diferentes sujetos reales y cómo se ha desarrollado el código necesario para este trabajo.
- **Pruebas y resultados.** En este capítulo se mostrarán analizarán los resultados obtenidos para las diferentes pruebas con sujetos reales.
- **Conclusiones y trabajo futuro.** Por último, aquí se razonarán cuáles han sido las conclusiones obtenidas en el presente trabajo de fin de grado y los posibles trabajos futuros.

2 Estado del arte

2.1 BRAIN COMPUTER INTERFACE

2.1.1 ¿Qué es una interfaz cerebro máquina?

Un BCI (Intefaz cerebro máquina) es un tipo de comunicación tanto hardware como software que permite el control de ordenadores o aparatos electrónicos con la particularidad de que no se usa ningún tipo de actividad muscular. Un BCI mide la actividad cerebral, la procesa y produce señales de control que reflejan la intención del usuario (McFarland & Wolpaw 2011).

Por lo general un BCI es un proceso compuesto por cuatro fases. Primero, se debe realizar una adquisición de la actividad cerebral mediante diferentes métodos que analizaremos más adelante. Una vez efectuada esta adquisición, se hará uso de un procesamiento de señal a tiempo real que extraerá las características de la señal y formará las instrucciones necesarias que se volcarán a la salida del dispositivo (una silla de ruedas, una mano biónica o una pantalla de ordenador en la mayoría de los casos). Por otra parte, la salida del BCI hace a su vez de la realimentación que el cerebro usa para continuar con el sistema. Además, es necesario el uso de un protocolo que guíe tanto al usuario como el proceso que sigue la máquina (McFarland & Wolpaw 2011).

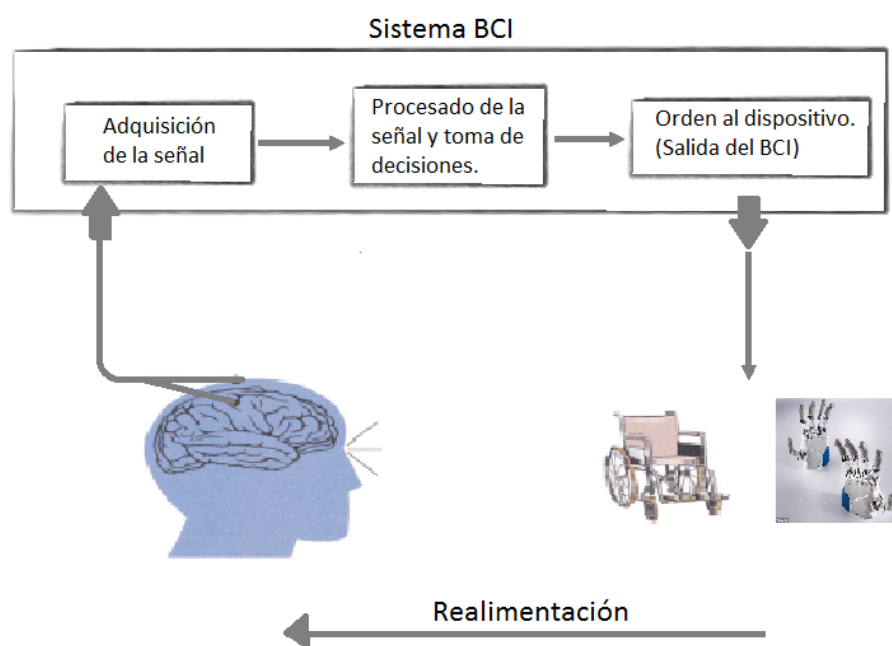


Ilustración 1: Flujo de un sistema BCI basado en el texto (Wolpaw et al. 2000).

Como se puede observar, los BCI se tratan de sistemas realimentados. Es necesario una adquisición y procesamiento a tiempo real, para producir una respuesta instantánea.

2.1.2 Clasificación de los sistemas de adquisición neuronal.

Los BCI son capaces de conocer la intencionalidad de un usuario mediante la actividad neuronal, traduciendo esta en señales eléctricas que pueden ser tratables mediante procesamiento de señal. Primero, deberíamos distinguir entre sistemas de extracción de la actividad cerebral *invasivos* y *no invasivos* (Chan et al. 2015).

- Los sistemas *invasivos* se centran en conseguir la mejor señal posible con menor ruido y tratando de evitar todos los obstáculos posibles. Para ello es necesario que el sistema sea implementado directamente en el cerebro, teniendo por tanto, que atravesar el cráneo y el cuero cabelludo. Un ejemplo sería el *electrocorticografía (ECoG)* donde se colocan electrodos directamente sobre una región expuesta del cerebro para medir potenciales eléctricos. Los sistemas *invasivos* tienen una gran calidad de señal, y una gran resolución tanto temporal como espacial. Además, es considerado que para algunas aplicaciones como el control de neuroprótesis de precisión, los métodos *invasivos* tienen grandes ventajas sobre los *no invasivos*, siendo, por ahora, los únicos métodos viables (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012). Sin embargo, el tener que acceder al cerebro directamente (muchas veces mediante una operación quirúrgica) e implantar dispositivos por debajo del cuero cabelludo, conlleva serios problemas tanto éticos, como de seguridad a la salud del paciente.
- Por otra parte, en los métodos *no invasivos* no es necesario acceder directamente al cerebro del usuario ya que se puede obtener la actividad cerebral desde el exterior del cráneo. A pesar de no contar con una relación señal ruido tan buena como los métodos *invasivos*, estos son en comparación más seguros, más baratos y más fáciles de llevar a cabo.

En segundo lugar, se distinguen dos grandes tipos de tipos de actividades cerebrales que pueden ser monotorizables, las *Hemodinámicas* y las *Electrofisiológicas* (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012).

- Las respuestas *Hemodinámicas* son procesos por el cual la sangre libera una cantidad relativamente grande de oxígeno a las neuronas activas. Esto ocasiona que en las zonas cerebrales donde hay actividad se produzca un cambio de oxihemoglobina a deoxyhemoglobina. Estos cambios pueden ser contabilizados por métodos de neuroimágen como una resonancia magnética.
- La actividad *Electrofisiológica* del cerebro es generada por los transmisores electroquímicos de dos neuronas intercambiando información. Las neuronas generan corrientes iónicas que circulan tanto dentro como por fuera de las estructuras neuronales. Estas corrientes contribuyen a generar campos magnéticos y campos eléctricos que pueden ser medibles en el exterior del cráneo (Baillet et al. 2001). La actividad cerebral de tipo electrofisiológica es medida mediante *electroencefalografía*, *electrocorticografía*, *magnetoencefalografía* y adquisición de señal eléctrica en una sola neurona.
-

2.1.3 Tipos de sistemas de medición neuronal

Algunos de los métodos de medición de la actividad neuronal más importantes y con un mayor desarrollo son:

Electroencefalografía (EEG) Se trata del registro y evaluación de los potenciales eléctricos generado por las corrientes que fluyen a través de las neuronas. Las señales EEG son fácilmente grabadas de una manera no invasiva a través de electrodos colocados en el cuero cabelludo, por ello, el EEG se ha convertido en el método más común de obtención de señales cerebrales. Sin embargo, provee una señal débil, de baja calidad y distorsionada por el ruido proveniente tanto del ambiente como del propio cerebro (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012).

Magnetoencefalografía (MEG) Se trata un método no invasivo que registra la actividad magnética cerebral producida por las corrientes eléctricas generadas por las neuronas. Tiene en común con la electroencefalografía que ambas reflejan la actividad neuronal de grandes cantidades de neuronas cercanas en el espacio (Waldert et al. 2009). La gran ventaja de los MEG es que los campos magnéticos son menos distorsionados por el cráneo y el cuero cabelludo, además de tener una resolución espacial y temporal mayores que el EEG. No obstante, el altísimo coste de la metodología MEG hace que se pueda emplear para aplicaciones de BCI de uso diario (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012).

Electrocorticografía (ECoG). También llamado Electroencefalografía de tipo invasivo, es un método invasivo que consiste en la grabación de la actividad neuronal colocando los electrodos sobre una parte expuesta del cerebro (Pascarella et al. 2016). Provee mayor resolución temporal y espacial que una grabación mediante EEG y una menor vulnerabilidad a interferencias producidas por parpadeos o movimiento de ojos (Ball et al. 2009). Sin embargo, ECoG es una modalidad de grabación invasiva lo que supone una operación quirúrgica para la colocación de electrodos, con los consiguientes peligros para la salud que esto puede conllevar.

Imagen por resonancia magnética funcional (IRMf) Es un método no invasivo, en el cual, gracias a una imagen facilitada por una resonancia magnética se pueden detectar los cambios locales de volumen de sangre en las zonas donde hay actividad cerebral. La gran ventaja de usar IRMf es que tiene una gran resolución espacial y ha sido utilizado ampliamente para localizar regiones cerebrales activas en diferentes situaciones. La gran desventaja es la baja resolución temporal que proporciona, del rango de 1 a 2 segundos más una respuesta fisiológica de 3 a 6 segundos. IRMf es inadecuado para un sistema BCI por su baja resolución temporal la cual es demasiado lenta para sistemas en tiempo real (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012).

Método	Actividad Registrada	Resolución temporal	Resolución espacial	Riesgo	Portabilidad
EEG	Eléctrica	~0.05 s	~10 mm	No invasivo	Portable
MEG	Magnética	~0.05 s	~5 mm	No invasivo	No portable
ECOG	Eléctrica	~0.003 s	~1 mm	Invasivo	Portable
fMRI	Metabólica	~1 s	~1 mm	No invasivo	No portable

Tabla 1: Métodos de adquisición de señal en un BCI. Adaptado de (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012)).

Tras la enumeración y descripción de los distintos sistemas de grabación de la actividad neuronal, es comprensible considerar la electroencefalografía como el principal método usado para los sistemas BCI, debido a su relativo bajo coste, facilidad de uso y altas resoluciones temporales.

2.1.4 Señales de control de un BCI

Es complicado conseguir interpretar la intencionalidad de un usuario sólo monitorizando su actividad cerebral. La actividad cerebral grabada es la suma de una gran cantidad de fenómenos simultáneos procedentes de todo el cerebro, siendo la mayoría incomprensibles y de origen desconocido.

Por otra parte, los fenómenos fisiológicos de algunas señales cerebrales han sido decodificados de tal forma que se puede aprender a modularlas y así poder interpretar la intencionalidad del usuario. Estas señales serán utilizadas como señales de control para BCI (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012). Antes de enumerar las señales de control de los BCI, se harán dos clasificaciones previas, las señales de control BCI de origen *endógenos* o *exógenos* y señales de tipo dependiente o independiente.

Las señales de control pueden tener un origen *exógeno* o *endógeno* dependiendo de la naturaleza de la señal grabada:

- Los BCI *exógenos* dependen de una actividad neuronal que ha sido provocada por estímulos externos. Gracias a estos estímulos se crean patrones en la actividad cerebral que pueden ser reconocidas y utilizadas para controlar un BCI. Los BCI de tipo exógeno no dependen de un entrenamiento intensivo por parte del usuario (Chan et al. 2015).
- Por el contrario, los BCI de tipo endógeno no necesitan estímulos externos, es el propio usuario el que debe producir determinados patrones en su actividad cerebral que pueda ser decodificada por el sistema. El entrenamiento dependerá del sujeto, del ambiente y, en gran medida de la estrategia del experimento. La estrategia escogida para el experimento determinará como los usuarios deben aprender y qué deben hacer para producir los las actividades cerebrales requeridas.

Cuando hablamos de un BCI se entiende además que se tratan de sistemas de comunicación cuyos mensajes u órdenes que un individuo envía al exterior no salen por las vías cerebrales normales, tales como músculos o nervios. Tras esto, podríamos la última clasificación de los BCI distingue entre *dependientes e independientes*:

- Un BCI dependiente no usa las salidas cerebrales comunes para conseguir la intencionalidad del usuario, pero estas sí que son necesarios para generar la actividad cerebral. Un ejemplo de BCI dependiente sería VEP, sistema por el cual la persona necesita centrar la vista sobre luces que parpadean para generar la señal cerebral buscada. En VEP la salida cerebral es típicamente un EEG, sin embargo es necesario el uso extra de músculos oculares para poder centrar la vista (McFarland & Wolpaw 2011).
- Un BCI independiente no depende de ninguna forma de las salidas del cerebro, ni para llevar el mensaje al exterior ni para generar la actividad cerebral.

Algunas de las señales utilizadas para controlar un BCI son:

Signal	Fenomeno fisiológico	Número de elecciones	Entrenamiento	Tasa de transferencia de información
VEP	Modulación de señal por parte del cerebro en el cortex visual	Alto	No	60-100(bits/min)
SCP	Pequeños cambios de voltaje en las señales cerebrales	Bajo(2 o 4)	Yes	5-12(bits/min)
P300	Máximos positivos de la señal cerebral debido a estímulos visuales	Alto	No	20-25(bits/min)
Ritmos Sensoriomotores	Modulaciones en ritmos sensoriomotores sincronizados con actividades motoras	Bajo(2 o 4)	Yes	3-35(bits/min)

Tabla 2:Diferentes tipos de señales de control BCI (adaptado de (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012)

Slow Cortical Potentials (SCPs). SCPs se tratan de cambios lentos de voltaje en un EEG que duran de uno a varios segundos, se mantienen en la banda de frecuencias por debajo de 1 HZ. Son señales de origen endógeno, ya que no necesitan de un estímulo externo para ser generadas. Resultados SCPSs negativos coinciden con el aumento de la actividad cerebral en una determinada zona del cerebro (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012). Los usuarios tanto sanos como con una paralización severa, puede aprender a controlar sus SCPS cuando se les proporciona información a tiempo real sobre su señal cerebral y se ayuda al sujeto a reforzar los cambios de potencial deseados (Hinterberger et al. 2004).

P300 Evoked Potentials. Son señales de origen exógeno, que consisten en picos positivos de potenciales en una grabación EEG debido a un estímulo sensorial visual o auditivo. Una aplicación típica de P300 consiste en una matriz de números u otros símbolos en una pantalla. Las columnas y las filas son iluminadas aleatoriamente mientras se está grabando la actividad cerebral mediante EEG. El usuario mira fijamente al símbolo escogido mientras este parpadea produciendo que la señal P300 esté presente en la grabación cuando el símbolo se ilumine (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012)

Sensorimotor Rhythms (mu and beta rhythms). Los ritmos sensoriomotores son señales de tipo endógeno que suelen encontrarse en la banda mu (7-13Hz) y la banda beta (13- 30Hz). La amplitud de los ritmos sensoriomotores aumenta cuando se produce una actividad motora, aunque en realidad esta no es necesaria para producir este tipo de señal. Patrones de modulación similares son también producidos como resultado de un ensayo mental de cierto movimiento pero sin llegar a realizarlo. Es decir, mediante la imaginación de un movimiento el usuario es capaz de generar la señal sensoriomotora deseada.

Visual evoked potentials VEP. Los Veps son modulaciones de actividad cerebral de origen exógeno que ocurren en la zona occipital del cerebro justo después de recibir un estímulo visual. Estas modulaciones son relativamente fáciles de detectar ya que la amplitud de las señales VEP se incrementan enormemente cuando el estímulo se acerca al campo central de la visión.

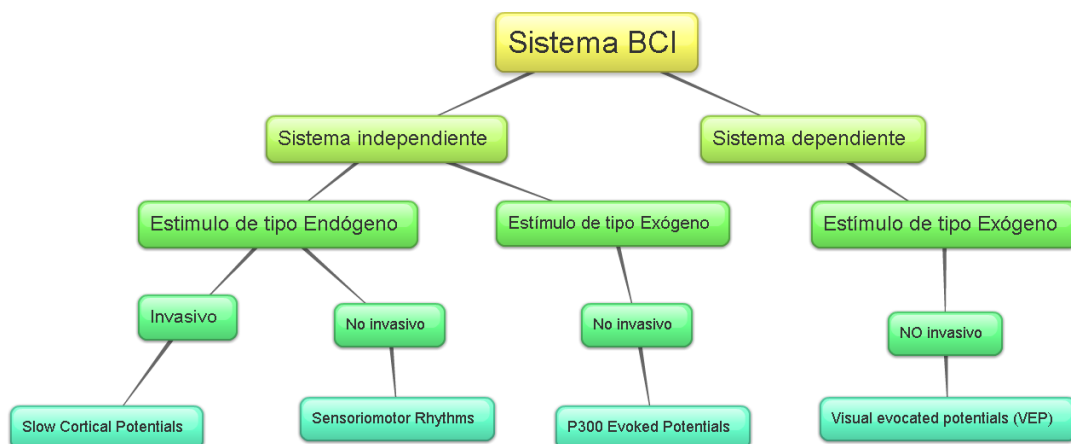


Tabla 2: Clasificación de las señales de control de un BCI. Basado en (Chan et al. 2015).

2.1.5 Aplicaciones y problemática de los BCI.

El número de aplicaciones que tiene una interfaz cerebro máquina pueden ser incalculables. Hoy en día el principal objetivo de este tipo de sistemas es el conseguir una ayuda eficaz para aquellas personas que tienen deficiencias musculares graves y, sobre todo, para aquellos que la falta de control muscular voluntario en su cuerpo incapacite al paciente a usar ningún otro tipo de comunicación con una computadora (Wolpaw et al. 2000). Gracias a las aplicaciones de los BCI se espera que la calidad de vida de las personas con algún tipo de discapacidad pueda mejorar. Asimismo, los BCI pueden ser usados como

una poderosa herramienta de revelación de información oculta en el cerebro de un sujeto y que no puede ser conocida por otros métodos.

Las aplicaciones de los BCI están comprendidas dentro de las áreas de **Comunicación verbal**, como deletreadores que permiten escribir frases en pantalla. **Aplicaciones de uso diario**, como es el caso de uso prótesis. **Control del medio**, como mover robots domésticos. **Locomoción**, el ejemplo claro sería una silla de ruedas controlada por un BCI. Y por último **Ocio**, como es el ejemplo de videojuegos controlados mediante la actividad cerebral.

A pesar de la gran cantidad de avances recientes en la tecnología BCI, todavía hay muchos desafíos que afrontar para que puedan ser utilizados dentro del mundo real. La primera gran problemática es que la tasa de información es demasiado baja como para que por ejemplo una persona con alguna deficiencia física pueda mantener una conversación a velocidad normal. Segundo, la gran tasa de error que tienen estos sistemas, debido mayoritariamente a la complejidad del cerebro y la dificultad que implica la traducción de la actividad cerebral. Por último, es importante destacar los grandes impedimentos para que, una persona con deficiencias físicas pueda utilizar el sistema sin ayuda alguna.

La individualización de los BCI al usuario juega un papel importante, ya que por una parte cada persona tendrá necesidades distintas y por otra, las características físicas y psíquicas de son distintas para cada sujeto.

Todo lo anterior contado provoca que el uso de los BCI aún no sea viable fuera del laboratorio, lo que conlleva a una necesidad de seguir mejorando estos sistemas para que en un futuro sea una tecnología utilizada en la vida real.

2.2 GRABACIÓN EEG

Como se ha descrito anteriormente un electroencefalograma (EEG) es un sistema de grabación de la actividad cerebral que consiste en la medida de las diferencias de potenciales eléctricos entre dos diferentes electrodos situados en el cuero cabelludo. Este sistema de grabación se caracteriza por una señal débil y con mucho ruido de fondo, ya que la señal debe pasar a través del cráneo la piel y otras capas (Baillet et al. 2001).

La grabación EEG consiste en un sistema de electrodos, amplificadores y conversores A/D. Donde los electrodos adquieren la señal del cuero cabelludo, los amplificadores se encargan de agrandar las amplitudes de la señal EEG de manera que puede ser leída por el conversor A/D de una forma más precisa. Por último esta señal será procesada y grabada por un ordenador u otro dispositivo (Teplan 2002).

2.2.1 Colocación de los electrodos

Para conseguir una medición de señal EEG típicamente es necesario un mínimo de dos electrodos para conseguir la diferencia de voltaje, estos electrodos son un electrodo de señal (activo) y un electrodo de referencia. Además, es común utilizar un tercer electrodo llamado tierra, normalmente colocado en la frente pero en

general donde esté colocado es irrelevante. Es usado para la eliminación del ruido que interfiere con las señales cerebrales de interés.

La colocación del electrodo de referencia nos lleva a distinguir entre los modelos de grabación **bipolar** y **monopolar**. Para una grabación monopolar el electrodo de referencia está situado en una parte de la cabeza que no sea el sobre el cuero cabelludo, típicamente en las orejas. Por otra parte en la grabación bipolar, ambos electrodos, el activo como el de referencia se sitúan sobre la cabeza. Por norma general una colocación bipolar es más robusta frente al ruido, pero la elección de elegir entre una colocación u otra depende de la aplicación que se dé a la grabación de EEG (Diez et al. 2010).

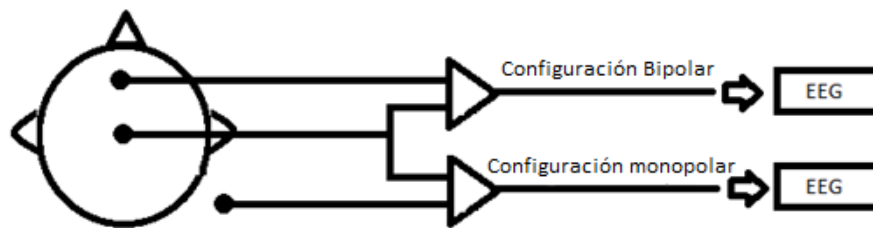


Ilustración 2: Esquema de configuración monopolar y bipolar. Basado en el texto de (Diez et al. 2010)

Para el lugar de colocación de los electrodos existe, entre otros, un convenio aceptado internacionalmente de dónde deben situarse los electrodos sobre la cabeza, llamado sistema 10-20 y su extensión, el sistema 10-10. Este sistema de colocación de electrodos fue desarrollado para asegurar una estandarización y poder realizar comparaciones entre mediciones. En la siguiente figura se puede ver un esquema típico de un sistema 10-20.

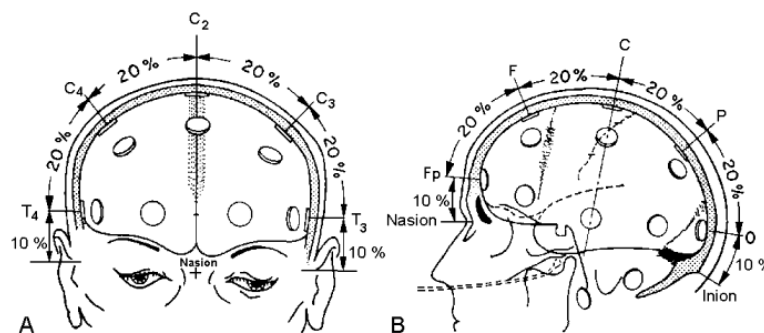


Ilustración 3: Sistema de colocación de electrodos 10-20

2.2.2 Tipos de electrodos: gel y secos

La señal EEG es medida a lo largo del tiempo por electrodos situados en el cuero cabelludo. Debido a las pequeñas amplitudes de una grabación EEG (del orden de $\pm 50 \mu V$) es importante tener una configuración de medida con el menor ruido posible, y ahí es donde entra la importancia de la elección del tipo de electrodo. Los electrodos pueden clasificarse por su material (oro, cloruro de plata, titanio) o forma, pero, podemos hablar de dos grandes tipos, los electrodos secos y los electrodos húmedos que necesitan de un gel o un líquido para funcionar (Edlinger et al. 2012).

Existe una gran discusión entre el uso de electrodos húmedos y secos. En los electrodos húmedos se suele utilizar un gel para conseguir una impedancia óptima en el electrodo y una óptima calidad de señal. La ventaja de los electrodos húmedos es que suelen tener una menor impedancia que los electrodos secos, por lo que suelen ofrecer una mayor calidad de señal y mejor relación señal ruido. La contra de estos tipos de electrodos es que los geles usados suelen ser molestos para la persona que participa en una grabación EEG, ya que pueden producir abrasiones en la piel y se debe limpiar después de cada uso. El malestar podría llegar a niveles en que incluso el sujeto se niegue a participar en un experimento. Por estos motivos el uso de los electrodos secos es cada vez mayor lo que promueve su estudio para su mejoramiento. Recientemente se han conseguido resultados en BCI con electrodos secos similares a los que se habían conseguido con electrodos húmedos (Edlinger et al. 2012).



Ilustración 4: Electrodos secos utilizados en el sistema de grabación de G-TEC

2.3 *Steady-State Visually Evoked Potentials (SSVEP).*

SSVEP es un tipo señal utilizada para el control de BCIs, de tipo dependiente, grabada mediante EEG, y se sitúa dentro de las que anteriormente hemos denominado Vep (modulaciones de actividad cerebral de origen hexógeno que ocurren en la zona occipital del cerebro justo después de recibir un estímulo visual).

SSVEP es producida por estímulos con una frecuencia de parpadeo mayor de 6 Hz (por debajo se llamarían TVEPs) (Nicolas-alonso & Gomez-gil 2012).

Un modelo de BCI típico basado en SSVEP permite al usuario elegir entre varios comandos que dependerán de la aplicación, como por ejemplo mover el cursor de una pantalla, dirigir un robot, o elegir entre varias letras. Cada comando estará asociado a un estímulo que parpadea constantemente con unas características determinadas de frecuencia o fase. El usuario deberá elegir entre uno de los comandos centrando la mirada en uno de los estímulos correspondientes, al hacerlo, se estimula la señal SSVEP. Esta señal se manifiesta como una componente oscilatoria que puede ser grabada a través de un EEG situado en la zona occipital del cerebro. Esta componente oscilatoria tenderá a tener la misma frecuencia que la frecuencia a la que parpadea el estímulo. La señal SSVEP puede ser generada por estímulos visuales a frecuencias de parpadeo comprendidas entre 6 y 100 Hz (Zhu et al. 2010). SSVEP se clasifica como señal de control de tipo dependiente debido a que es necesario el uso de los músculos oculares a la hora de centrar la mirada sobre un estímulo.

SSVEP puede ser automáticamente detectado si pasa a través de varios procesos de pre-procesamiento y un estudio espectral de la señal. Se podrá determinar que el sujeto está fijando la mirada a un determinado estímulo con una determinada frecuencia de parpadeo si, se produce un incremento de potencia de la señal cerebral a la misma frecuencia del estímulo. Esto permite ofrecer al sujeto varios estímulos con diferentes frecuencias de parpadeo, que elija una mirando fijamente sobre la elegida, y tras un estudio del espectro de la señal cerebral se podrá determinar cuál es el estímulo escogido.



Ilustración 5: Esquema de cómo se produce la señal SSVEP. Basado en el trabajo de Diseño de interfaces cerebro máquina controlados por señalización biológica de Ana Sotomayor.

Una implementación típica de SSVEP sería un programa de letreo como se muestra en la siguiente figura, en él se encuentran cuatro figuras con las letras a escoger, cada una de las cuales parpadea a una frecuencia distinta. Gracias a la señal de control SSVEP seríamos capaces de saber sobre qué imagen el sujeto está fijando la mirada.

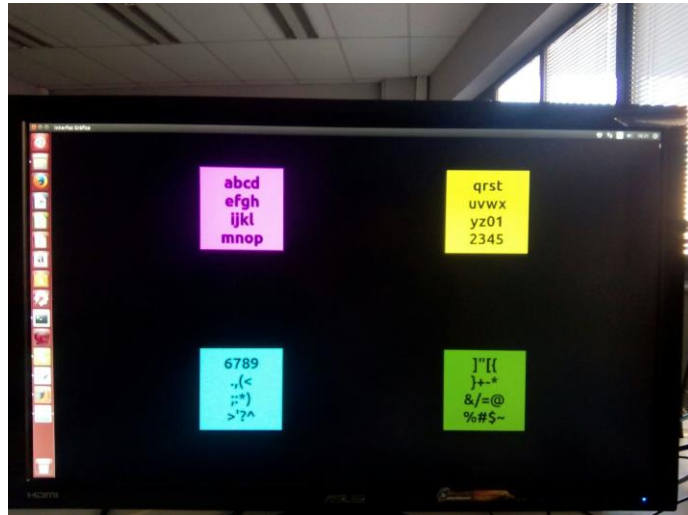


Ilustración 6: Típica implementación de un BCI basado en SSVEP. Implementado por Ana Sotomayor en el TFG Adaptación de estímulos en interfaces cerebro-máquina que utilizan potenciales visuales evocados

Se pueden determinar tres grandes categorías de estimulación SSVEP. Primero, tendríamos los estímulos de luz, originados principalmente por LEDs de diferentes colores. Estos estímulos son generalmente llevados a cabo por circuitería electrónica que permite modular la señal a la frecuencia deseada. Segundo, existen los estímulos por gráficos individuales, por ejemplo, un cuadrado o una circunferencia, generado por ordenador y mostrado en una pantalla. Este objeto aparecerá y desaparecerá a la frecuencia deseada. Por último, llamamos a los estímulos por patrones a aquellos que un ordenador por pantalla muestra patrones tales como un tablero de ajedrez, que parpadea a una frecuencia determinada. Se ha encontrado, que la respuesta de SSVEP mediante LED tiene una mayor amplitud que cualquier otra estimulación en una pantalla de ordenador (Zhu et al. 2010).

Cuando se escogen las frecuencias de estimulación para un BCI basado en SSVEP, se debe tener en cuenta que la amplitud de la señal será mayor cuanto menor sea la frecuencia, siendo las frecuencias bajas aquellas comprendidas entre 6 y 30HZ. Sin embargo, la desventaja de que las señales SSVEPs son más débiles a altas frecuencias (30 Hz a 100Hz) queda mitigada por el hecho de que hay menos actividad cerebral espontánea en este rango. Además, las altas frecuencias son menos molestas que las bajas.

Como se ha hablado anteriormente el uso de SSVEP para BCI no resulta efectivo para un alto porcentaje de la población de alrededor del 20%. Esta particularidad es llamado *BCI Illiteracy*.

2.3.1 Selección de mejores frecuencias en BCI basado en SSVEP ya desarrollado en el grupo GNB.

En el grupo de computación neurobiológica se ha comprobado que no todas las personas reaccionan igual a todos los estímulos. Las frecuencias de parpadeo escogidas son muy importantes a la hora de tener éxito en un sistema basado en SSVEP. En este laboratorio se ha desarrollado con anterioridad un sistema de barrido de frecuencias para la elección de aquellas que se adaptan mejor al sujeto. Los resultados fueron una clara mejoría a la hora de la detección de las señales SSVEP (Fernandez-Vargas et al. 2013).

2.3.2 Posición de los electrodos para realizar un BCI basado en SSVEP.

SSVEP tiene varias ventajas sobre otro tipo de señales de control de BCI, la más importante es el alto ratio de transferencia de datos en comparación con otros BCI, que son en general bastante bajos. Para conseguir esta alta transferencia de datos es importante conseguir una grabación EEG con una alta relación señal ruido (SNR). En un sistema BCI basado en SSVEP uno de los métodos más utilizados para la extracción de la señal SSVEP es el cálculo de la potencia relativa espectral mediante FFT. En este método un electrodo de referencia (como por ejemplo un electrodo en CZ) es seleccionado y es comparado con otro electrodo situado en la zona occipital (OZ, O1, O2) lugar donde se origina la señal SSVEP. Lo normal es que solo un par de electrodos formen el “input” de un sistema BCI, lo cual hace que sea un sistema fácil de montar y manejar. Sin embargo, debido a las diferencias entre sujetos, un electrodo activo para una frecuencia de estimulación conocida puede ser muy efectivo para unos sujetos pero no para otros, y para un mismo sujeto, electrodos que son muy eficaces para una misma frecuencia no lo sean para otra (Blankertz 2014).

En el grupo GNB de la Universidad Autónoma se han utilizado electrodos en las posiciones prefijadas OZ y POZ como entradas para BCI basado en SSVEP, ya que proporcionaban un nivel de detección de la señal bastante alto (Fernandez-Vargas et al. 2013). En este trabajo se buscará aquél par de electrodos que proporcione una mejor detección de la señal SSVEP.

3 Diseño

En este apartado se explicará cómo se abordó el trabajo para alcanzar el objetivo explicado anteriormente, la mejora de sistema BCI basado en SSVEP mediante una individualización a cada usuario de los mejores pares de electrodos.

En primer lugar, se hará un estudio de las características de los diferentes sistemas de grabación EEG (tipo de casco, electrodos, amplificador...) que se han utilizado. Se explicará el tratamiento de señal utilizado para conseguir la detección de la señal SSVEP, y por último, se hará una descripción de los diferentes dispositivos utilizados para generar estímulos parpadeantes.

3.1 SISTEMAS DE GRABACIÓN EEG

3.1.1 Sistema de grabación EEG del proveedor G-TEC

El sistema de grabación de EEG proporcionado por G-TEC consiste en un amplificador con el nombre comercial de g.USBamp, adicionalmente se hará uso de un preamplificador llamado g.Sahara box que permitirá el uso de electrodos secos.



Ilustración 7: Amplificador de grabaciones EEG g.USBamp

El g.USBamp es un amplificador de bioseñales que es utilizado en investigación y desarrollo de controladores BCI, cuyo coste relativamente alto es de alrededor de 13000 euros. Este aparato permite la adquisición de 16 bioseñales tales como electroencefalogramas (EEG), electrooculograma o electrocardiogramas. Cada uno de los 16 canales es conectado a un conversor de señal analógico digital (ADC) de 24 bits donde las 16 señales son muestreadas simultáneamente a una frecuencia ajustable de entre 64Hz y 38400Hz. Los canales miden diferencias de potencial en rango de voltajes comprendido entre ± 250 mV y, fuera de este rango, el amplificador saturaría. El amplificador se debe conectar a una computadora a través de un puerto USB, donde puede ser controlado haciendo uso de lenguaje C y una API (Interfaz de programación de Aplicaciones) que ha sido desarrollada y distribuida por G-TEC.

Lo normal es que este amplificador (g.USBamp) sea utilizado por electrodos húmedos que irían directamente conectados a las entradas del amplificador. Sin embargo, por las ventajas enumeradas anteriormente en el estado del arte, el grupo de investigación GNB decidió usar electrodos secos. Ya que estos electrodos tienen

características diferentes a los electrodos húmedos y sobre todo, impedancias más altas, es necesario el uso adicional de un sistema de electrodos secos activos llamado g.SAHARA. Este sistema lo compone el conjunto de electrodos activos conectados a un preamplificador (g.SAHARA BOX) diseñado específicamente para ser utilizado junto con el amplificador g.USBamp con entrada para 16 señales EEG.

Los electrodos que se van a situar en el cuero cabelludo serán electrodos hechos de una aleación especial de oro, de forma cilíndrica, con 8 pines lo suficientemente alargados para llegar a la piel a través del pelo. Estos electrodos se sujetarán, mediante una malla diseñada para que estos tengan una presión lo suficientemente alta con el cuero cabelludo. Los electrodos serán situados según el sistema internacional para grabación de EEG 10-20. El electrodo de referencia, utilizado para medir las diferencias de potenciales, se sitúa por norma general sobre el hueso mastoide (justo detrás de la oreja). Por ello, se utiliza un electrodo distinto con un gel que permite que se adhiera a la piel. Los electrodos utilizados pueden observarse en la Ilustración 4 de la página 11.

El amplificador fue configurado para utilizar filtros analógicos para eliminar las bajas frecuencias por debajo de 3 Hz y para utilizar un filtro de banda eliminada para suprimir la frecuencia de 50 Hz. El filtro a 50 Hz se debe al ruido que provoca la instalación eléctrica en la grabación EEG.

Se debe recordar que las grabaciones de EEG mediante electrodos secos son mucho más sensibles a ruidos, movimientos de cables y cargas electroestáticas. Por ello, es de gran importancia hacer un montaje cuidadoso y tener un ambiente controlado fuera de elementos que puedan interferir en la grabación.



Ilustración 9: Amplificador g.USBamp y g.Sahara box



Ilustración 8: Casco de grabación con electrodos secos de G-TEC

En las grabaciones de EEG de este trabajo, se ha utilizado un montaje monopolar (ya que las comparaciones con electrodos situados en el cuero cabelludo se harán más adelante) donde el electrodo de referencia se ha colocado en el mastoide y el electrodo de masa en la posición FPZ (dentro de la nomenclatura del sistema 10-20). Ya que el principal objetivo de este trabajo es encontrar qué pares de electrodos nos permiten encontrar una mejor señal SSVEP se han colocado los electrodos principalmente cerca de la zona occipital, lugar donde se originan las señales de tipo SSVEPS. Las posiciones de los 15 electrodos restantes han sido (siempre dentro de la nomenclatura del sistema 10-20) PO7, PO3, POZ, PO4, PO8, O1, OZ, O2, P3, PZ, P4, FP1, FP2, T7 y T8. En el siguiente dibujo se puede apreciar donde están situados estos electrodos.

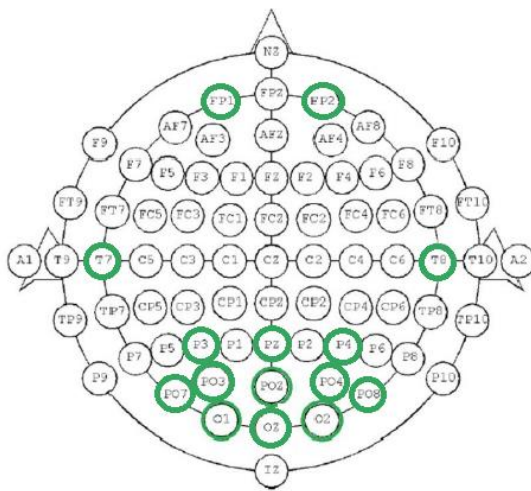


Ilustración 11: Colocación de los electrodos para las pruebas realizadas con el sistema de grabación EEG de G-TEC



Ilustración 10: Colocación de los electrodos en el casco de G-TEC

3.1.2 Casco de registro EEG Emotive Epoc

El segundo sistema de grabación EEG usado es el casco Epoc distribuido por Emotive. Se trata de un casco de relativo bajo coste si es comparado con otros sistemas de grabación, el precio es de alrededor de 700. Este casco se conecta de forma inalámbrica con la computadora, lo que proporciona una mayor comodidad.

Ofrece una resolución de $0.51\mu\text{V}$ y un ADC (convertor analógico digital) de 16 bits a una frecuencia de muestreo de 128 muestras por segundo. Se trata de un sistema con los electrodos posicionados para una grabación unipolar con electrodos de referencia en los parietales. La ubicación de los electrodos es fija y están situados (según la nomenclatura 10-20) en las posiciones AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4.

El problema de este casco en particular para el estudio de la señal SSVEP es la falta de un electrodo en la posición OZ. En estudios anteriores se han utilizado la suma de los electrodos O1 y O2, y la resta de los electrodos F7 y F8 como entrada para el sistema BCI. Los electrodos de este casco son húmedos por lo que se les debe aplicar un líquido especial periódicamente durante toda la grabación.

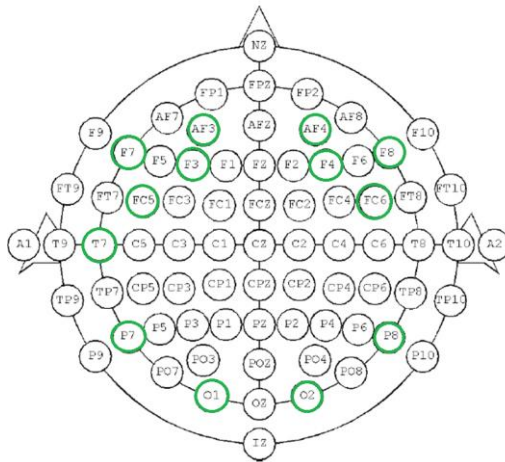


Ilustración 13: Colación de los electrodos en las pruebas grabadas con el sistema de E-MOTIVE



Ilustración 12: Sistema de grabación E-MOTIVE EPOC

3.2 ESTIMULACIÓN

Para la estimulación de las pruebas para la selección de las mejores referencias se han utilizado dos tipos de estímulos desarrollados por el grupo de GNB.

El primero, una caja de leds, está formada por una microcontrolador programable, la circuitería necesaria para el funcionamiento de los leds y cuatro leds de color verde, rojo, blanco y naranja (ver Ilustración 14 de la página 19). El microcontrolador ha sido programado para un parpadeo de 6 Hz para la luz blanca, 8 para la naranja, 10 para la roja y 12 para el naranja. La intensidad de las luces, se investigó en un TFG anterior para conseguir la mejor calidad de la señal posible. Tras haber utilizado un fotómetro para verificar si la frecuencia de parpadeo real de los leds son las deseadas, los resultados fueron 6.023Hz para la luz blanca, 8.01Hz para la luz verde, 9.997 para la luz de color rojo y 11.98 para la luz roja. La separación espacial de los leds no es demasiado grande lo que podría ocasionar interferencias en la medición debido a que aunque el sujeto se centre en uno de los leds, el resto estará dentro de su área de visión.

El segundo tipo de estimulación consiste en un conjunto de 6 leds de colores verdes, blancos y naranjas situados sobre los bordes de una pantalla y controlados mediante un microcontrolador (ver la Ilustración 17 de la página 26). La frecuencia de parpadeo variará dependiendo de la prueba.

El uso de leds es debido a que se ha demostrado que son más efectivos a la hora de generar una mayor amplitud en la señal SSVEP (Zhu et al. 2010). El nivel de luminosidad de los leds ha sido ajustado con anterioridad para conseguir la mejor amplitud de la señal deseada. La experiencia de los sujetos indica que los leds a frecuencias mayores son menos molestos que las bajas frecuencias.



Ilustración 14: Caja de estimulación por leds.

Ambos dispositivos han sido desarrollados por Ana Sotomayor en el trabajo de fin de master Control adaptado al sujeto de una Interfaz Cerebro - Máquina con señalización mixta.

3.3 Tratamiento de la señal para detección de SSVEP

En este apartado se explicará cómo se ha realizado la detección de la señal SSVEP en una grabación de EEG. En primer lugar se debe aclarar que el objetivo de este trabajo es encontrar los mejores pares de electrodos para una persona específica con el fin último de mejorar los sistemas BCI basados en SSVEP. Para ello, no es necesario un estudio online de la señal EEG, sino que, se hará unas pruebas determinadas para que posteriormente se procesen y se determine las mejores referencias.

Para hallar la señal SSVEP se ha procedido como se ha hecho anteriormente en el departamento GNB (Fernandez-Vargas et al. 2013). Se realizan dos grabaciones EEG, la primera una grabación EEG donde al sujeto se le proporciona un estímulo parpadeante a una frecuencia y la segunda grabación llamada Basal o Baseline, la cual se ha grabado sin que al sujeto se le proporcione ningún tipo de estimulación. La grabación basal se realiza para tener una grabación sin señal SSVEP con la que tendremos una referencia de cómo sería una señal EEG de un determinado usuario sin estímulos.

Cada una de las dos grabaciones EEG nos proporcionará un número de señales igual al número de electrodos (menos el de masa y el de referencia) situados en la cabeza y en el cuero cabelludo. Típicamente sólo se computa una señal como entrada del BCI, esta señal normalmente está formada por la comparación de los electrodos situados en las posiciones OZ y POZ. Se ha comprobado que la posición de uno de los electrodos en OZ proporciona una potencia de señal SSVEP mayor

que en otras partes del cerebro. La diferencia entre lo grabado por parte de dos electrodos se debe a querer eliminar todas las señales cerebrales en las que no estamos interesados. Justo en esta parte se centra el estudio de este trabajo, encontrar las mejores posiciones de los electrodos que forman el input del sistema BCI.

Una vez obtenidas las diferencias de la señal basal y de la señal donde se encuentra el SSVEP, se realiza un estudio en frecuencias de la señal haciendo uso de la transformada rápida de Fourier. Tras esto podríamos definir la SNR (relación señal ruido) como el cociente en frecuencia, de la señal que contiene el SSVEP partido de la señal basal. En realidad lo que se está comprobando es si en la señal con SSVEP ha aumentado la potencia a una determinada frecuencia, y en caso afirmativo, si esa frecuencia coincide con una de las frecuencias de estimulación podremos determinar sobre qué estímulo está fijando la mirada el sujeto. Es decir, el pico de la señal SNR nos indicará sobre que estimulación el sujeto está mirado. En este trabajo, nos centraremos en aumentar la SNR seleccionando los mejores pares de electrodos.

En la siguiente gráfica se puede observar un ejemplo de señal representada en tiempo antes y después de aplicar la diferencia de electrodos. La grabación se realizó mediante una estimulación de 12 Hz, resonancia que se puede observar una vez que se ha calculado su SNR.

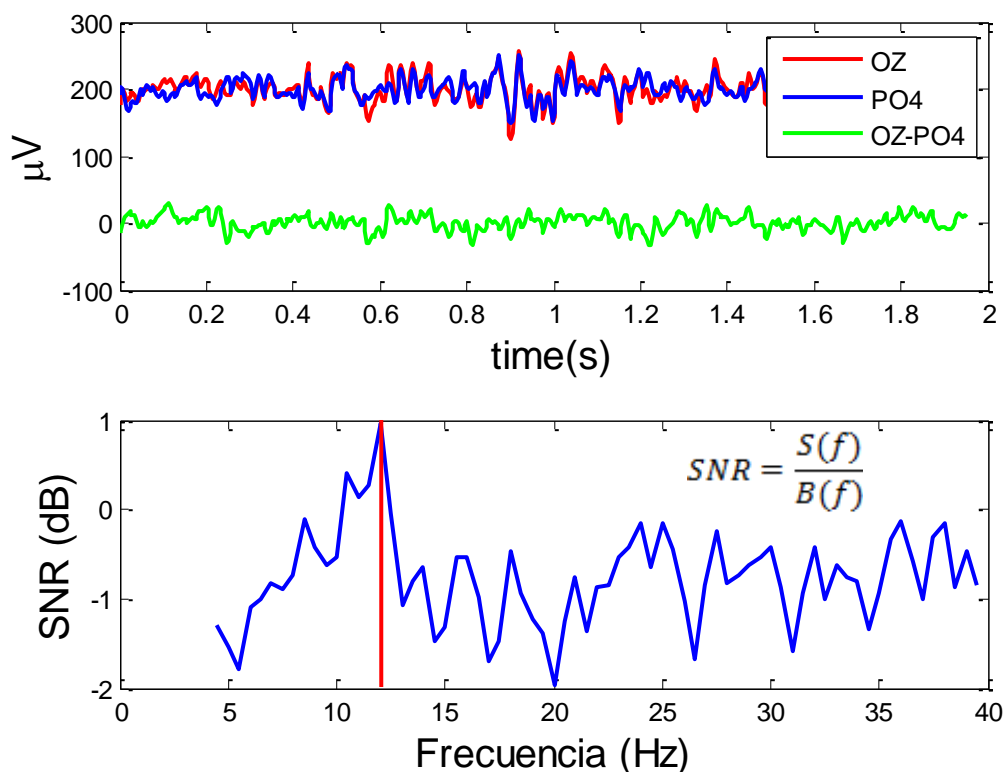


Ilustración 15: Señal EEG grabada en tiempo con una estimulación de 12 Hz y su cálculo posterior de la señal SNR.

4 Desarrollo

En este apartado se explicará cómo ha sido el proceso de desarrollo del código y su consiguiente procesamiento de señal. Se desarrollará además cómo se han llevado a cabo las pruebas de detección de señal SSVEP y se explicará el criterio de decisión para la elección de las mejores referencias.

4.1 Desarrollo del código y procesado de la señal

Una de los objetivos de este trabajo de fin de grado era la implementación de un programa que automatice la búsqueda de las mejores referencias. Este programa ha sido desarrollado en C++ debido a la necesidad de que este pueda ser incluido en un proceso de calibración de un sistema BCI completo.

Para que el proceso de elección de mejores referencias funcione lo mejor posible el procesamiento de señal debe de parecerse lo máximo posible al que se implemente en el sistema BCI completo. Por ello, el programa de selección de mejores referencias se ha desarrollado de forma que sea lo más ajustable posible.

No se ha querido incluir código completo en esta memoria, pero es necesaria la explicación de la función principal del código para futuras aplicaciones.

```
int best_referencias(int signal_size, double (**signal), int
basal_size, double(**basal), int s_frequency, double result
[NUMBER_CHANNEL][NUMBER_CHANNEL][3], double frequency_of_study)
```

Esta función se encarga de indicar para cada uno de los posibles pares de electrodos que forman la grabación de EEG a que frecuencia la señal SNR tiene mayor potencia. Es decir en qué frecuencia la señal SNR muestra un pico mayor.

Las entradas a esta función están formadas por una grabación con estimulación a una sola frecuencia y una grabación basal, las cuales están formadas por cada una de las señales proporcionadas por cada uno de los n electrodos utilizados para la grabación EEG. Es decir, se manejaran un número n de señales para la grabación basal y otro número igual de señales para la grabación con estimulación (En el sistema de grabación de G-TEC se utilizarán 15 electrodos y en el de EMOTIVE 14). Para cada una de las señales, tanto de la grabación con estímulo como la basal, se realizará el mismo tipo de procesado de la señal, con la única diferencia que la grabación basal debe ser necesariamente más larga que las grabaciones con estímulo.

Las otras restantes están formadas por el tamaño de cada una de las grabaciones, la frecuencia de sampleo, la frecuencia de estimulación y por último la variable result, donde se guardaran los resultados de la función para cada uno de los posibles pares de electrodos.

En esta función, en primer lugar se realiza la diferencia de cada uno de los pares de señales que pueden formarse con los n electrodos sin repetirse. De esta forma tendremos la comparación de todos y cada uno de los electrodos uno por uno y nos permitirá saber que pares de electrodos nos proporcionará una mejor señal ruido, esto se hará tanto para la grabación con estimulación como para la grabación basal. Tras esto, cada una de las señales de diferencias se le aplicará primero un detrending o eliminación de tendencias, que permite que las constantes o tendencias lineales no aparezcan como ruido extra a bajas frecuencias y segundo, un enventanado Hann de tamaño personalizable que puede variar entre 1 y 5 segundos. En el caso de estas pruebas se eligió un tamaño de ventana de dos segundos y el desplazamiento de cada ventana será de 50 muestras. Como más adelante se utilizará una fft con el algoritmo de *radix 2*, el tamaño de esta ventana debe de ser ajustada a la potencia de dos más cercana.

Tras el enventanado se realizará el estudio en frecuencia de la señal. Para lo cual se realiza una Transformada Rápida de Fourier (fft), se calcula la potencia espectral, y se realiza la media de las amplitudes para cada una de las ventanas. Tras esto habremos obtenido la potencia espectral media para cada una de las señales diferencia, tanto las de grabación con estimulación como la basal.

Para el cálculo de la señal SNR para cada uno de los electrodos, se debe dividir las potencias del espectro de las grabaciones con estimulación entre las grabaciones basales para las señales diferencia de los mismos electrodos.

Esta función principal finalmente devuelve para cada uno de los posibles pares de referencias la frecuencia donde se encuentran los dos mayores picos, su nivel de SNR, y el nivel de SNR a la frecuencia de estimulación (para posibles estudios). Otro programa complementario que llame a esta función deberá decidir cómo escoger cuales son los electrodos más óptimos, ya que la decisión puede depender del tipo de pruebas realizadas.

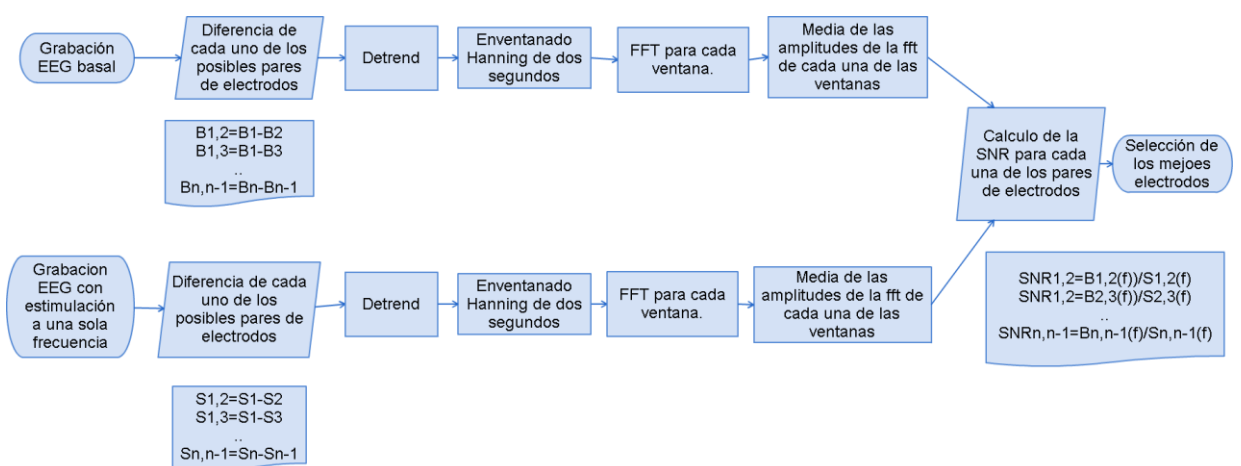


Tabla 3: Esquema del procesamiento de señal realizado.

4.2 Diseño de las grabaciones para la elección de los mejores electrodos en un sistema BCI basado en SSVEP

4.2.1 Primera prueba: Sistema de G-TEC y cuatro frecuencias de estimulación prefijadas.

4.2.1.1 Desarrollo de la prueba.

Las primeras pruebas han sido grabadas con el sistema proporcionado por G-TEC. Esta elección se debe a que este sistema de grabación permite elegir la posición de los electrodos y proporciona una señal de bastante calidad. Era la primera vez que se usaba este sistema de grabación EEG dentro del departamento GNB, y junto con el trabajo de fin de grado de Víctor Bullido (Adquisición y calibración automática de registros de electrofisiología neuronal), se realizó la comunicación entre este sistema de G-TEC y un ordenador, permitiendo la grabación de señales cerebrales. Además se comprobó satisfactoriamente la detección de señales SSVEP mediante la utilización de este casco EEG.

La estimulación se realizó mediante la caja de leds descrita anteriormente a una distancia del usuario de uno 30 cm. La prueba consistió en cinco grabaciones para cada sujeto, que consistían en una grabación basal sin ningún tipo de estimulación y cuatro grabaciones con cada una de las cuatro distintas frecuencias.



Ilustración 16: Pruebas con el sistema de grabación de G-TEC y cuatro frecuencias de estimulación.

Se formó un protocolo para la realización de las pruebas que se repitió para cada uno de los sujetos. Primero se hizo la grabación de la señal basal. Esta grabación debía de ser lo suficientemente larga como para que fuera una representación fiel de la actividad cerebral de un sujeto en un cierto momento sin ningún tipo de estímulo. Además, la grabación basal ayuda a eliminar ruido externo que no procede de la actividad cerebral, debido a esto esta grabación se debe de hacer en las condiciones lo más parecidas posibles a la grabación EEG con estímulo (Fernandez-Vargas et

al. 2013). Finalmente se decidió una duración de un minuto de grabación basal para que tampoco fuera demasiado larga y molesta para los sujetos.

Tras la grabación de la señal basal, se comienza a realizar las pruebas donde se proporciona al sujeto un estímulo diferente para cada grabación. En primer lugar la estimulación se realiza con el led blanco de 6Hz, después el led verde de 8Hz, el rojo de 10Hz y por último el led naranja de 12 Hz. Cada una de estas grabaciones tuvo una duración de veinte segundos, tras la que el sujeto podía relajarse y descansar la vista si así lo deseaba y así, prepararse para la grabación con la siguiente frecuencia de estimulación.

Se realizaron 19 pruebas a 12 personas distintas. De esas 19 pruebas se descartaron 3 debido a grabaciones, los sujetos con pruebas descartadas no repitieron. De las restantes 12 personas 7 repitieron la misma prueba con condiciones parecidas en días diferentes.

La decisión de descartar las pruebas se debió a que no se observó aparición ninguna de señal SSVEP. Esto puede suceder debido a diversas causas tales como que el sujeto no esté lo suficiente concentrado, ambientes con demasiadas distracciones, ruido electromagnético externo, *BCI Illiteracy* etc...

4.2.1.2 Elección de los mejores electrodos.

Una vez realizadas las pruebas con diferentes sujetos y haber obtenido las grabaciones EEG se debe elegir la estrategia de elección de los mejores electrodos. Para ello se han considerado diferentes criterios.

En primer lugar se quiso saber cuál era el mejor par para cada una de las frecuencias individualmente. Se propuso dos escenarios:

- El mejor par de electrodos es aquél que proporcione un mayor nivel de SNR para la frecuencia de estimulación. Sin ningún tipo de condición.
- El mejor par de electrodos es aquél que ofrezca un mayor nivel de SNR para la frecuencia de estimulación y que además la señal de SNR tenga un máximo global a la frecuencia de estimulación dentro del rango comprendido entre 6 Hz y 18Hz.

La razón de la proponer estos escenarios es debido a que se quiere observar si los electrodos que proporcionan un máximo global de su señal SNR a la frecuencia de estimulación (lo que supone una detección de la señal SSVEP) coinciden con el par de electrodos que tienen un mayor nivel de SNR para la frecuencia de estimulación (pero sin haber sido condicionados a tener un máximo global a esta frecuencia).

En segundo lugar, se quiso averiguar para cada sujeto el mejor par de electrodos para el conjunto de las cuatro frecuencias de estimulación. Los dos escenarios son los mismos que anteriormente:

- El mejor par de electrodos es aquél que proporcione un mayor nivel de SNR medio para cada una de las cuatro distintas frecuencias de estimulación. Sin ningún tipo de condición.
- El mejor par de electrodos es aquél que ofrezca un mayor nivel de SNR medio para cada una de las cuatro distintas frecuencias con la condición de que la señal SNR tenga un máximo global en cada una de las frecuencias de estimulación. Se considera un rango comprendido entre 6Hz y 18 Hz.

La señal SSVEP a menudo se puede hallar en los armónicos de la frecuencia de estimulación, como en esta prueba es estudiado el rango comprendido entre 6 y 18 Hz los primeros armónicos de 6Hz y 8 Hz serán tenidos en cuenta a la hora de la detección de la señal SSVEP.

4.2.2 Segunda prueba: Barrido en frecuencias con los sistemas de grabación EPOC de EMOTIVE y g.USBamp de G-TEC.

4.2.2.1 Desarrollo de la prueba.

A continuación y tras ver los resultados de las primeras pruebas se consideró coherente hacer un barrido de frecuencias con el objetivo de encontrar las mejores frecuencias junto con la elección de los pares de electrodos más óptimos. El barrido de frecuencias ya se ha utilizado anteriormente en el departamento GNB para encontrar las frecuencias a la que un sujeto reacciona mejor y proporciona una señal SSVEP de mayor amplitud.

Un barrido de frecuencias primero nos proporcionará un número mayor de grabaciones, lo cual evitaría el problema de que alguna grabación salga mal y segundo evitaría tener que elegir electrodos para frecuencias a la que el sujeto no reaccione con claridad.

Las pruebas se hicieron con los estímulos de seis leds situados en los laterales de la pantalla. Primero, se hizo una grabación de la señal basal de un minuto de duración. A continuación se proporcionaba al sujeto seis estimulaciones a la vez con distinta frecuencia y este tenía que fijar la mirada sobre una de ellas. Se hicieron las pruebas con todos los leds encendidos para que fuera lo más parecido a una aplicación real.

La grabación tenía una duración de veinte segundos, la cual se repetía para los seis leds. Una vez que se haya hecho la grabación para las seis frecuencias de estimulación, se actualizaban los leds y se cambiaba el periodo de parpadeo. En total se realizó un barrido en frecuencias comprendidas entre 6Hz y 23 Hz a pasos de 1 Hz. Lo cual hacía tener un total de 18 grabaciones con estimulación y 1 grabación basal.

Se han realizado las pruebas para los dos cascos descritos anteriormente, el casco de EMOTIVE y el casco de G-TEC. El casco de EMOTIVE fue introducido para observar que par de electrodos daban una mejor señal ruido para un casco que primero los electrodos no se pueden posicionar donde uno quiera, y segundo, no hay ningún electrodo en el las posiciones OZ y POZ.

El número de pruebas fue de cinco para distintos sujetos con el casco de EMOTIVE y cinco pruebas con el casco de G-TEC. Debido a los problemas que conlleva tener que experimentar con sujetos reales no todas las personas pudieron repetir con ambos cascos.

4.2.2.2 Elección de los mejores electrodos.

En esta ocasión se ha escogido distintos criterios a la hora de elegir los mejores electrodos debido a la experiencia de los resultados anteriores. Se han elegido como mejores referencias aquellos pares de electrodos que proporcionen un pico absoluto a la misma frecuencia de estimulación para un mínimo de nf de frecuencias. Para estas pruebas nf toma valores de 5 a 10 de un total de 18 frecuencias, o lo que es igual desde el 28% de frecuencias detectadas correctamente al 55%.

En resumen, se buscan los pares de electrodos que tengan un mínimo nf de frecuencias detectadas y, una vez obtenidos todos los pares de electrodos que cumplan esta condición se escogerá como mejor aquél que presente mayor SNR para el conjunto de las frecuencias detectadas.

Uno de los objetivos de estas pruebas es juntar la elección de las mejores frecuencias para cada sujeto, que ya se había estudiado con anterioridad, junto con la selección de los mejores pares de electrodos desarrollada en este trabajo. De esta manera se conseguirá una alta individualización para cada individuo.

En este caso no se considerarán los armónicos de las frecuencias de estimulación. Esta decisión ha sido tomada primero, porque al mostrarse varias frecuencias a la vez pueden coincidir que se estimule a la vez una frecuencia y su armónico, y segundo para no dar preferencia a las bajas frecuencias debido a que el rango tenido en cuenta para encontrar máximos globales es de 6Hz a 23 Hz.



Ilustración 17: Barridos en frecuencia con estimulación de 6 leds y sistema de grabación de G-TEC.

5 Pruebas y resultados

En este apartado se mostrarán y se explicarán los resultados que se han obtenido de las distintas pruebas para cada uno de los sujetos con la intención de averiguar los mejores pares de electrodos en un BCI basado en SSVEP, y tratar de encontrar patrones y anomalías.

5.1 Primera prueba: Sistema de G-TEC y cuatro frecuencias de estimulación prefijadas.

5.1.1 Organización de los datos obtenidos.

Los resultados para las pruebas recogidas con el casco de G-TEC con cuatro estimulaciones a las frecuencias de 6 Hz, 8 Hz, 10 Hz, y 12 Hz se encuentran recogidas en las tablas de las páginas 28,29,30,31 .

En la tabla están representados los pares de electrodos que muestran una mayor SNR, primero para cada una de las frecuencias por separado y luego para el conjunto de las cuatro frecuencias de estimulación (por lo que hablaremos de nivel de SNR medio). La información está ordenada en tablas de la siguiente manera:

- En la primeras dos columnas se representan las mejores referencias con la condición de que estas proporcionen máximo global (y por tanto detección de señal SSVEP) a la frecuencia de estimulación, considerando los armónicos de esta frecuencia y no considerándolos.
- La siguiente columna representa pares de referencias que proporcionan mayor SNR a la frecuencia de estimulación pero sin condicionar a que estos tengan un máximo global a esta frecuencia.
- En la última columna se hace una comparación de la elección del mejor par de electrodos con los electrodos en las posiciones OZ y POZ, se quiere observar si realmente hay una mejora clara sobre sistemas con pares de electrodos prefijados a la hora de hallar la señal SSVEP.

Hay que considerar que el rango donde se analiza la señal es de 6Hz a 18 Hz, en este rango no están contenidos los armónicos de 10Hz y 12Hz, por lo que no son considerados para la detección de la señal SSVEP.

5.1.2 Análisis de los resultados obtenidos

Los resultados que se han obtenido son difíciles de analizar por como varían tanto entre diferentes sujetos como entre mismos sujetos pero en distintos días.

Sin embargo se han podido hacer las siguientes observaciones:

Tabla 4: Resultados para la primera prueba. Sistema de G-TEC y cuatro frecuencias de estimulación de prefijadas.

		Mejor par de electrodos condicionados a tener un máximo global a la frecuencia de estimulación.				Mejor par de electrodos sin condición de máximo global		OZ-POZ		
		Sin considerar armónicos		Considerando armónicos		Sin considerar armónicos		considerando armónicos		
		Mejores referencias	SNR(dB)	Mejor referencia	SNR(dB)	Mejores referencias	SNR(dB)	¿Pico a la frecuencia de estimulación?	SNR(dB)	Veces menor que la mejor referencia
Sujeto1 P1	6 Hz	POZ-O2	5,2	PO8-T7	11,02	POZ-FP2	5,62	No		
	8 Hz	O1-O2	4,58	O1-T7	16,85	O1-O2	4,58	Sí	3,51	1,27
	10 Hz	PO4-T8	19,09			P04-T8	19,09	Sí	16,98	1,62
	12 Hz	PO3-O1	5,06			PO3-O1	10,67	No		
	Conjunto de todas las frecuencias	not founded	not founded	O1-FP2	4,64	P04-T8	6,52	No	none	none
Sujeto1 P2	6 Hz	O2-PZ	1,52	POZ-P3	6,52	PZ-T7	3,18	Sí	0,53	1,25
	8 Hz	O2-P3	2,26	O2-P3	2,26	P3-T7	4,13	Sí	1,13	1,29
	10 Hz	P3-PZ	1,60			P3-PZ	1,60	Sí	0,16	1,39
	12 hz	OZ-P3	3,12			POZ-O2	6,75	Sí	0,13	1,98
	Conjunto de todas las frecuencias	not founded	not founded	OZ-FP2	2,22	O2-T7	2,99	Sí	0,21	1,59
Sujeto2 P1	6 Hz	P4-T8	13,56	P4-T8	13,56	P4-T8	13,56	No		
	8 Hz	POZ-P4	5,30	POZ-P4	5,30	PO8-T8	9,76	Sí	2,09	2,09
	10 Hz	OZ-P3	4,14			P4-T8	2,73	Sí	2,73	1,38
	12 Hz	POZ-PZ	5,48			POZ-PZ	5,48	No		
	Conjunto de todas las frecuencias	not founded	not founded	POZ-P4	3,89	T7-T8	11,15	No		
Sujeto3 P1	6 Hz	PO8-OZ	1,15	OZ-T8	3,25	PO8-OZ	1,15	Sí	1,60	1,46
	8 Hz	PO3-PO8	4,47	PO3-PO8	4,47	PO3-PO8	4,47	Sí	1,24	2,10
	10 Hz	POZ-PO8	1,90			POZ-PO8	1,93	No		
	12 Hz	PO7-OZ	2,66			PO7-OZ	2,66	Sí	0,57	1,60
	Conjunto de todas las frecuencias	not founded	not founded	not founded	not founded	POZ-T7	1,30	No		

Tabla 5: Resultados para la primera prueba. Sistema de G-TEC y cuatro frecuencias de estimulación de prefijadas.

		Mejor par de electrodos condicionados a tener un máximo global a la frecuencia de estimulación.				Mejor par de electrodos sin condición de máximo global		OZ-POZ		
		Sin considerar armónicos		Considerando armónicos		Sin considerar armónicos		considerando armónicos		
		Mejores referencias	SNR(dB)	Mejor referencia	SNR(dB)	Mejores referencias	SNR(dB)	¿Pico a la frecuencia de estimulación?	SNR(dB)	Veces menor que la mejor referencia
Sujeto4 P1	6 Hz	O1-PZ	2,87	O1-PZ	2,87	P4-T7	4,11	ERROR		
	8 Hz	error	error	error	error	error	error			
	10 Hz	FP1-FP2	-0,30			P4-T7	3,71			
	12 Hz	error	error			PO7-PO4	4,22			
	Conjunto de todas las frecuencias	error	error	error	error	error	error			
Sujeto4 P2	6 Hz	PO7-FP2	-1,50	PO7-FP2	-1,50	PO7-PO8	1,27	No		
	8 Hz	PO8-O1	2,94	PO8-O1	2,94	PO8-O1	2,94	No		
	10 Hz	PO8-O1	1,96			PO8-O1	1,96	Si	1,22	1,19
	12 Hz	O1-P3	4,90			O1-P3	4,90	Si	0,90	2,51
	Conjunto de todas las frecuencias	not founded	not founded	PO8-O1	2,57	PO8-O1	2,57	No	no	
Sujeto5 P1	6 Hz	PO8-O1	9,61	PO8-O1	9,61	PO7-PO8	12,23	No		
	8 Hz	POZ-OZ	2,91	P3-T7	9,89	PO7-PO8	3,43	No		
	10 Hz	PO4-PO8	7,41			PO7-PO8	8,09	No		
	12 Hz	POZ-PO4	5,52			POZ-PO4	5,53	No		
	Conjunto de todas las frecuencias	PO4-OZ	3,80	PO4-OZ	3,80	PO7-PO8	7,18	No		
Sujeto5 P2	6 Hz	O2-PZ	3,04	O2-PZ	3,04	O2-PZ	3,04	No		
	8 Hz	PO4-OZ	3,01	PO4-OZ	3,01	PO4-OZ	3,01	No		
	10 Hz	PO8-O1	0,02			O1-P3	1,45	No		
	12 Hz	PO4-OZ	3,40			PO4-OZ	3,40	Si	0,44	1,98
	Conjunto de todas las frecuencias	P04-O2	0,13	P04-O2	0,13	PO4-OZ	1,25	No		

Tabla 6: Resultados para la primera prueba. Sistema de G-TEC y cuatro frecuencias de estimulación de prefijadas.

		Mejor par de electrodos condicionados a tener un máximo global a la frecuencia de estimulación.				Mejor par de electrodos sin condición de máximo global		OZ-POZ		
		Sin considerar armónicos		Considerando armónicos		Sin considerar armónicos		considerando armónicos		
		Mejores referencias	SNR(dB)	Mejor referencia	SNR(dB)	Mejores referencias	SNR(dB)	¿Pico a la frecuencia de estimulación?	SNR(dB)	Veces menor que la mejor referencia
Sujeto6 P1	6 Hz	POZ-T8	9,61	POZ-T8	9,61	POZ-T8	9,63	No(7Hz)		
	8 Hz	POZ-P4	5,83	POZ-P4	5,83	POZ-P4	5,28	No(9Hz)		
	10 Hz	POZ-T8	7,65			POZ-T8	7,65	No(11Hz)		
	12 Hz	POZ-PZ	7,20			POZ-PZ	7,23	No(11Hz)		
	Conjunto de todas las frecuencias	POZ-T8	7,25	POZ-T8	7,25	POZ-T8	7,25	no		
Sujeto6 P2	6 Hz	P3-PZ	-0,97	O1-T8	3,22	OZ-PZ	2,39	No		
	8 Hz	O2-PZ	5,02	O2-PZ	5,02	O2-Pz	5,02	No		
	10 Hz	PO3-O1	9,94			PO3-O1	9,94	Sí	0.995710	7,85
	12 Hz	PO3-PO8	9,14			PO3-PO8	9,14	Sí	1,20	7,48
	Conjunto de todas las frecuencias	not founded	not founded	O2-FP1	4,09	O2-FP1	4,09	No		
Sujeto7 P1	6Hz	POZ-P4	5,70	POZ-P4	5,71	POZ-P4	5,71	Sí	-0,64	4,31
	8Hz	POZ-PO4	12,61	POZ-PO4	12,61	POZ-PO4	12,61	Sí	-0,24	19,26
	10Hz	POz-PO8	9,04			POz-PO8	9,04	Sí	-0,10	8,19
	12hz	POZ-PO4	12,42			POZ-PO4	12,42	No		
	Todas_las_frecuencias	POZ-PO4	9,30	POZ-PO4	9,30	POZ-PO4	9,30	No		
Sujeto7 P2	6Hz	FP1-FP2	13,20	FP1-FP2	13,20	FP1-FP2		Si	2,92	10,97
	8Hz	POz-PO8	9,13	POZ-PO8	9,13			Si	2,38	4,73
	10Hz	PO8-O1	8,83			PO8-O1	8,83	Si	4,58	2,66
	12hz	PZ-P4	4,20			FP1-FP2	4,79	Si	-0,29	2,85
	Todas_las_frecuencias	OZ-FP1	1,15	POZ-PO8	6,79	FP1-FP2	8,10	Si	2,40	2,75

Tabla 7: Resultados para la primera prueba. Sistema de G-TEC y cuatro frecuencias de estimulación de prefijadas.

		Mejor par de electrodos condicionados a tener un máximo global a la frecuencia de estimulación.				Mejor par de electrodos sin condición de máximo global		OZ-POZ		
		Sin considerar armónicos		Considerando armónicos		Sin considerar armónicos		considerando armónicos		
		Mejores referencias	SNR(dB)	Mejor referencia	SNR(dB)	Mejores referencias	SNR(dB)	¿Pico a la frecuencia de estimulación?	SNR(dB)	Veces menor que la mejor referencia
Sujeto8 P1	6Hz	P04-T7	2,59	O2-PZ	3,99	PO4-T7	2,59	Sí	1,45	1,30
	8Hz	OZ-PZ	5,61	O2-PZ	5,61	OZ-PZ	5,61	Sí	5,21	1,10
	10Hz	PO7-OZ	5,50			PO7-OZ	5,50	Sí	0,35	3,27
	12hz	O2-PZ	9,74			O2-PZ	9,74	Sí	8,59	1,30
	Todas_las_frecuencias	not founded	not founded	O2-Pz	4,96	O2-PZ	4,96	Sí	3,54	1,39
Sujeto8 P2	6Hz	PO8-O1	0,01	PO8-O1	0,01	PO7-P4	4,70	No		
	8Hz	OZ-PZ	-2,35	OZ-PZ	-2,35	PO7-P4	0,09	Sí	-4,21	1,50
	10Hz	PO7-P4	1,31			PO7-P4	1,30	no		
	12hz	OZ-P3	0,90			OZ-P3	0,90	Sí	-2,89	2,40
	Todas_las_frecuencias	not founded	not founded	not founded	not founded	not founded	not founded	No		
Sujeto9 P1	6Hz	O2-Pz	2,11	FP2-T7	17,47	PZ-P4	6,52	no		
	8Hz	PO8-O1	1,87	O2-P4	5,47	O2-P4	5,47	Sí	1,95	4,81
	10Hz	O2-P4	8,01			O2-P4	8,01	no		
	12hz	PO8-O1	8,66			PO4-T8	28,08	Sí	3,24	3,48
	Todas_las_frecuencias	not founded	not founded	O2-PZ	4,90	PO3-T8	17,71	No		
Sujeto9P2	6Hz	not founded	not founded	OZ-PO8	5,22	POZ-P4	7,41	No		
	8Hz	OZ-T7	3,19	OZ-T7	3,19	OZ-T7	3,19	No		
	10Hz	OZ-T7	4,36			OZ-T7	4,36	Sí	3,45	14,20
	12hz	T7-T8	15,90			PO8-T8	24,99	Sí	3,37	17,80
	Todas_las_frecuencias	not founded	not founded	OZ-PO8	5,81	PO3-T8	9,99	No		

- No hay un par de electrodos que tenga una clara mayoría de elecciones para ninguno de los criterios. En la gráfica a continuación se muestran los pares de electrodos que más han aparecido como elección a mejor par agrupando todos los tipos de criterios. Como se puede observar no hay un par o conjunto de pares que tengan una clara mayor cantidad de apariciones. El par que más veces ha sido elegido como mejor elección apenas ha conseguido el 7% de las apariciones. Cuando se ha condicionado a que un par de electrodos haga una detección de señal SSVEP para todas las frecuencias no se ha dado el caso de ninguna repetición de pares de electrodos, ni para diferentes sujetos, ni para el mismo sujeto varias veces.

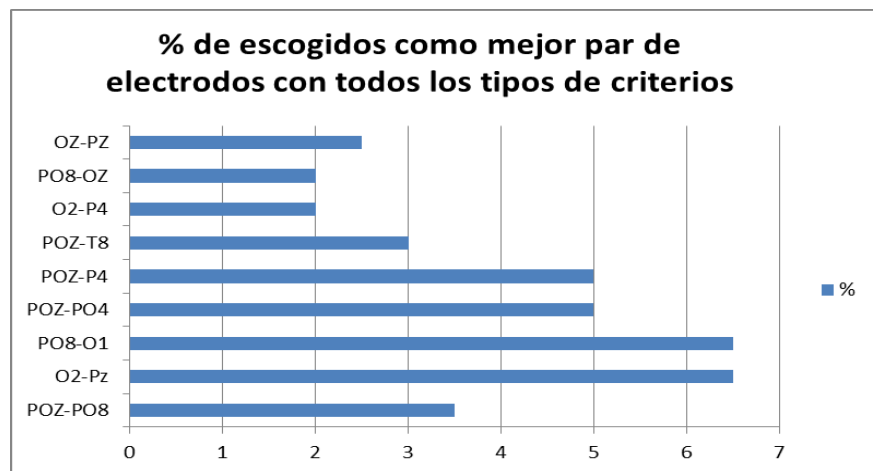


Tabla 8: Grafico de barras con las referencias que más veces han sido elegidas como mejor referencia para todos los tipos de criterios.

Como se puede observar los pares que más han aparecido lo han hecho en el 7% de los casos

- Los resultados no se repiten para distintas grabaciones en días distintos. Esto puede ser debido por una gran multitud de causas tales como la concentración del sujeto, diferencias en la colocación de los electrodos o cambios en el ambiente.
- El par de electrodos que ofrecen una mayor SNR a la frecuencia de estimulación no siempre ofrecen un máximo global a esta frecuencia (lo que conlleva a una no detección de la señal SSVEP). Esto es debido a la diferencia de ruido electromagnético, de cualquier origen, entre la señal basal y la señal en la que si hay estimulación.
- Los pares de electrodos que ofrecen una mayor SNR en un mismo sujeto varían para cada frecuencia.
- Los pares de electrodos que ofrecen detección de SSVEP para todas las frecuencias no suelen ser los que proporcionan un mayor nivel de SNR para una frecuencia individualmente. Esto puede llevar a dos conclusiones. La primera conclusión que se podría obtener es que hay posiciones en el cuero cabelludo

que proporcionan una mejor señal para determinadas frecuencias. La segunda sería que ese par de electrodos ha obtenido un mayor nivel de SNR para una determinada grabación pero no es gracias a la señal SSVEP. Sería necesario más pruebas para obtener un resultado concluyente.

- La elección del mejor par de electrodos mejora en todos los casos los resultados obtenidos mediante las referencias OZ y POZ. Sólo en un 25% de las ocasiones las referencias prefijadas han detectado la señal SSVEP en un mismo sujeto para todas las frecuencias de estimulación. La siguiente figura muestra como para el caso del sujeto número 5 como la elección de las mejores referencias es efectiva a la hora de la detección de la señal SSVEP.

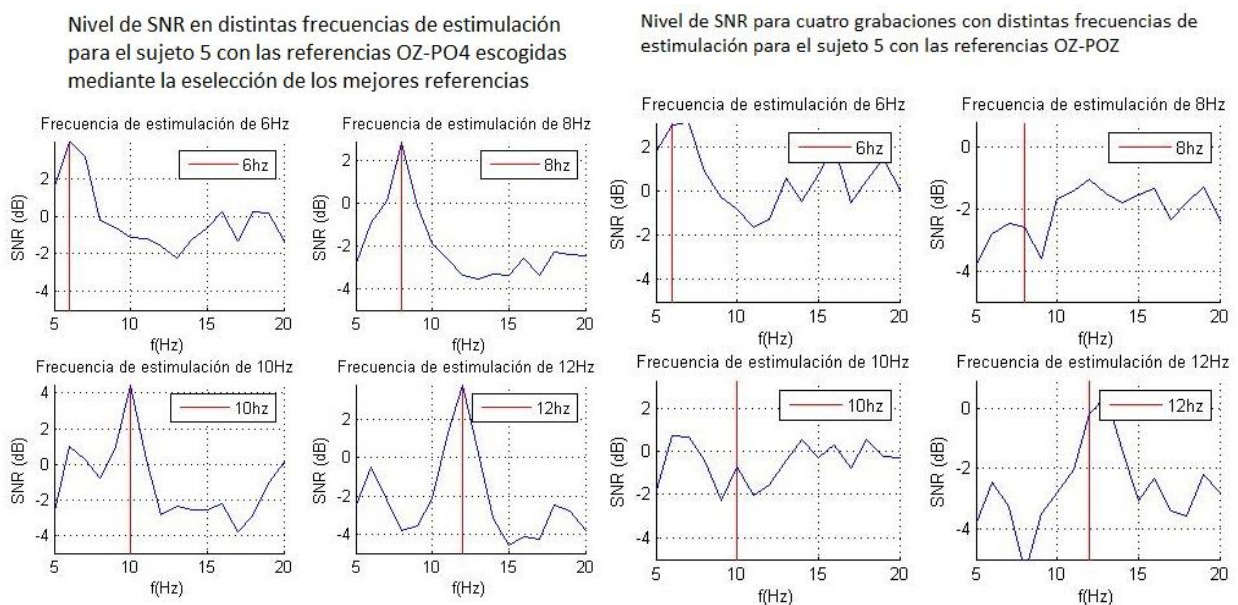


Ilustración 18: Comparación de los SNR obtenidos para el sujeto 5 con los pares OZ-POZ y mediante selección de las mejores referencias.

- A la hora de detectar un máximo global, a la hora de escoger los electrodos condicionados a ofrecer un máximo global a la frecuencia de estimulación, los resultados mejoran en un 47% de las ocasiones si se consideran los armónicos. Además en sólo 3 ocasiones (25% de los resultados) se encuentra un par de electrodos que ofrezcan un máximo global para todas las frecuencias de estimulación sin tener en cuenta los armónicos.
- Cuando se condiciona a los electrodos a ofrecer máximos globales a todas las frecuencias de estimulación, los pares escogidos como mejores siempre han estado formados por un electrodo en la posición O1, O2, OZ o POZ y otro electrodo en una de las posiciones no nombradas. Esto verifica que la señal SSVEP se origina en la zona occipital del cerebro en la zona cercana al OZ. Además la comparación de electrodos muy próximos hace que el nivel de SNR baje.

5.2 Segunda prueba: Barrido en frecuencias con los sistemas de grabación EPOC de EMOTIVE y g.USBamp de G-TEC.

5.2.1 Organización de los datos obtenidos.

Los resultados para los barridos de frecuencias han sido recopilados en la página 35 Tabla 9 para el casco de G-TEC y en la página 36 para el casco de EMOTIVE en la Tabla 10.

Se realizaron cinco pruebas para cinco sujetos con el casco de EMOTIVE y cinco pruebas con el casco de G-TEC. Debido a los problemas que conlleva tener que experimentar con sujetos reales no todas las personas pudieron repetir con ambos cascos.

Las tablas han sido diseñadas de distinta manera que para la prueba anterior. En este caso cada columna muestra el par de electrodos con mayor SNR que cumple la condición de un número mínimo n_f de frecuencias detectadas correctamente. Además, se muestran las cuatro mejores frecuencias detectadas correctamente para el par de electrodos escogido.

Se ha escogido mostrar sólo las cuatro mejores frecuencias para emular los resultados necesarios para un sistema BCI basado SSVEP completo donde es frecuente la utilización de cuatro estímulos con distinta frecuencia. De esta forma eligiendo las mejores referencias y las mejores frecuencias obtendremos una gran individualización al usuario. Un ejemplo de una implementación de interfaz cerebro máquina puede visualizarse en la Ilustración 6 de la página 13.

5.2.2 Análisis de los resultados obtenidos.

Las conclusiones obtenidas tras estas pruebas han sido:

- Para ambos sistemas cuanto mayor sea el número de frecuencias detectadas para un par de electrodos su nivel de SNR disminuye.
- Para el sistema de EMOTIVE los pares que ofrecen un mayor número de frecuencias detectadas están compuestos por un electrodo en las posiciones O1 o en O2 y un electrodo en un frontal o en un parietal.
- Para el sistema de G-TEC los pares que ofrecen un mayor número de frecuencias detectadas, tienen un electrodo en una de las posiciones O1, O2, OZ, o POZ. El otro electrodo está en las zonas frontal, temporal o parietal.

Cómo se ha explicado se han realizado pruebas con dos sistemas distintos cuyo coste es bastante diferente. Según los resultados puede parecer que el sistema de G-TEC proporciona un mayor número de detecciones correctas, sin embargo, no se puede realizar una comparación concluyente con pruebas debido a que estas se han realizado en días distintos y no todos los sujetos repitieron con ambos sistemas de grabación.

Tabla 9: Resultados para la segunda prueba. Sistema de G-TEC y barrido de frecuencias.

Los pares de electrodos escogidos como referencia están condicionados a tener un mínimo de "nf" frecuencias detectadas													
		nf=5		nf=6		nf=7		nf=8		nf=9		nf=10	
S1	Mejor par de electrodos	O2-PO8		O2-PO8		O2-PO8							
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto	12	28,81	12	28,81	12	28,81						
		6	19,37	6	19,37	6	19,37						
		17	12,54	14	12,54	14	12,54						
		23	11,25	23	11,25	23	11,25						
S6	Mejor par de electrodos	POZ-FP1		POZ-FP1		POZ-FP2		POZ-FP2		POZ-P3			
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto	16	9,09	16	9,09	16	9,09	16	9,09	22	2,97		
		8	8,96	8	8,96	8	8,96	8	8,96	20	1,1		
		6	3,67	6	3,67	6	3,67	6	3,67	21	0,65		
		9	2,21	9	2,21	9	2,21	9	2,21	13	0,32		
S3	Mejor par de electrodos	OZ-P4		OZ-P4		OZ-P4		OZ-P4		OZ-P4		OZ-P4	
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto	8	10,77	8	10,77	8	10,77	8	10,77	8	10,77	8	10,77
		16	9,06	16	9,06	16	9,06	16	9,06	16	9,06	16	9,06
		18	7,45	18	7,45	18	7,45	18	7,45	18	7,45	18	7,45
		22	4,4	22	4,4	22	4,4	22	4,4	22	4,4	22	4,4
S14	Mejor par de electrodos	OZ-T8		OZ-T8		OZ-T8		OZ-P4		OZ-FP2		OZ-P3	
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto	18	1,76	18	1,76	18	1,76	16	1,37	8	0,52	8	1,69
		16	1,27	16	1,27	16	1,27	17	0,47	16	0,38	16	-0,21
		12	0,13	12	0,13	12	0,13	18	0,709	18	0,201	18	-0,23
		22	0,09	22	0,09	22	0,09	22	-0,46	22	0,03	22	-0,58
S2	Mejor par de electrodos	POZ-PZ		POZ-PZ		OZ-T8		OZ-P4		OZ-FP2		OZ-P3	
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto	9	10,55	9	10,55	9	10,55	9	10,55	9	10,55	9	10,55
		10	8,91	10	8,91	10	8,91	10	8,91	10	8,91	10	8,91
		11	8,24	11	8,24	11	8,24	11	8,24	11	8,24	11	8,24
		8	7,95	8	7,95	8	7,95	8	7,95	8	7,95	8	7,95

Tabla 10: Resultados para la segunda prueba. Sistema de EMOTIVE y barrido de frecuencias.

Los pares de electrodos escogidos como referencia están condicionados a tener un mínimo de "nf" frecuencias detectadas													
		nf=5		nf=6		nf=7		nf=8		nf=9		nf=10	
S10	Mejor par de electrodos	O1-F4		O2-F3		O2-F3		O2-F4		not founded		not founded	
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto	12	2,46	16	2,46	16	2,46	15	2,23				
		8	2,3	14	2,3	14	2,3	16	1,99				
		16	1,96	15	1,96	15	1,96	14	1,78				
		7	1,76	18	1,75	18	1,75	7	1,69				
S1	Mejor par de electrodos	F3-P8		F7-P8		O1-P8		O2-FC6		O2		not founded	
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto	20	4,33	20	5,68	22	4,84	20	3,64	13	3,38		
		19	4,17	12	3,27	18	3,95	13	2,77	17	2,45		
		12	4,01	16	3,2	21	3,63	7	2,63	12	2,33		
		21	3,73	19	3,17	19	2,43	17	2,37	22	1,95		
S11	Mejor par de electrodos	P7-F4		P7-F4		P7-F4		not founded		not founded		not founded	
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto	14	2,22	14	2,22	14	2,22						
		15	2,1	15	2,1	15	2,,1						
		16	1,95	16	1,95	16	1,95						
		17	1,54	17	1,54	17	1,54						
S12	Mejor par de electrodos	O1-F8		O1-F8		O2-P8		O2-P8		O2-P8		O2-P8	
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto	18	13,35	18	13,35	8	6,13	8	6,13	8	6,13	8	6,13
		17	12,05	17	12,05	18	6,05	18	6,05	18	6,05	18	6,05
		15	8,64	15	8,64	16	5,93	16	5,93	16	5,93	16	5,93
		9	3,63	9	3,63	21	5,39	21	5,39	21	5,39	21	5,39
S13	Mejor par de electrodos	not founded		not founded		not founded		not founded		not founded		not founded	
		F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB	F(Hz)	dB
	Mejores 4 frecuencias detectadas y su nivel de SNR en su máximo absoluto												

6 Conclusiones y trabajo futuro

6.1 Conclusiones

En este trabajo se ha diseñado e implementado un software para determinar las mejores referencias en BCIs basados en SSVEPs de una forma automática. Este programa ha sido probado con dos sistemas de grabación EEG distintos (en un casco EMOTIVE Epoc y en un amplificador g.USBamp de g.tec) y con dos tipos de pruebas diferentes. En la primera prueba se han analizado resultados con cuatro estímulos con frecuencias de parpadeo prefijadas y en el segundo tipo de prueba se han realizado barridos en frecuencia. El objetivo de la segunda prueba era combinar los dos tipos de adaptación al usuario del sistema BCI con los que se ha trabajado en el laboratorio del Grupo de Neurocomputación Biológica, barrido en frecuencias y elección de los mejores electrodos.

Una vez se han analizado las pruebas realizadas en este trabajo, se deben tener en cuenta varias consideraciones que se desarrollan a continuación.

- En primer lugar, cuando se han estudiado las mejores referencias para una grabación con un solo estímulo se han obtenido resultados muy diversos. Si bien es verdad que la gran mayoría los pares de electrodos que han sido escogidos están compuestos por un electrodo en la zona occipital y otro en la zona temporal, parietal u frontal no se ha encontrado un patrón común en diferentes sujetos, ni, en el mismo sujeto en diferentes días. En algunos casos hay falsas detecciones de las mejores referencias debido a diversos motivos tales como ruido electromagnético o señales cerebrales de las cuales no conocemos la procedencia. Una solución a este problema sería la repetición de grabaciones EEG con la misma frecuencia de estimulación el número de veces necesaria hasta que estemos seguros de que los electrodos escogidos estén realmente detectando la señal SSVEP.

Esta variabilidad de resultados refuerza la necesidad de una adaptación al usuario mediante la elección de los mejores electrodos. Ya que, si en cada utilización del sistema BCI basado en SSVEP los electrodos que proporcionan una mejor calidad de señal varían, es indispensable una selección previa de las mejores referencias.

- En segundo lugar, utilizando estímulos simultáneos y habiendo condicionado a que el par de electrodos escogidos consiga detecciones de señal SSVEP en varias grabaciones con distintas frecuencias, los resultados han sido más razonables (todos los pares han consistido en un electrodo en la zona occipital y otro en una zona variable del cráneo). Se puede observar en la Tabla 9 y en Tabla 10 que los pares de electrodos que más frecuencias han detectado proporcionan un menor nivel de SNR. Esto conlleva tener que decidir entre un mayor nivel de SNR y un número menor de detecciones o menor nivel de SNR pero un mayor número de detecciones. La primera opción proporciona una mayor facilidad de detección de señal SSVEP, pero una incertidumbre mayor de que se esté realmente detectando esta señal. La segunda opción proporciona

más dificultad de detección, pero más seguridad de que los que se está detectando es señal SSVEP.

- En tercer lugar, ha quedado demostrada que la señal SSVEP puede ser detectable en los primeros y segundos armónicos de la frecuencia de estimulación.

Tras estas consideraciones, se debe aclarar que los resultados obtenidos tras la búsqueda de las mejores frecuencias han sido satisfactorios y han conseguido mejorar los obtenidos mediante referencias prefijadas. El ejemplo más claro es el anteriormente comentado en la página 33 y en Ilustración 18, donde para el sujeto 5 sin una elección de los mejores electrodos no se habría encontrado la señal SSVEP.

Podemos concluir con la afirmación de que una adaptación del usuario, mediante una elección de los mejores electrodos junto con una selección las mejores frecuencias en la fase de calibración del sistema BCI, permitirá tener un sistema más fiable, con una menor tasa de error y será robusto frente a una mala colocación de los de los electrodos o fallos en el funcionamiento de estos. Estas implementaciones harán que el BCI Iliteracy tenga un efecto menor en estos sistemas BCI basados en SSVEP.

6.2 Trabajo futuro

Como se ha dicho anteriormente, los inconvenientes que tienen hoy por hoy los sistemas BCI modernos en circunstancias reales las interfaces cerebro máquina hacen que este tipo de tecnología aún esté en proceso de desarrollo, por lo que aún hay que continuar su investigación. El descubrimiento de nuevas señales de control podría suponer una notable mejora sobre estos sistemas.

En el ámbito de BCI basados en SSVEP, aún se necesita trabajar para mejorar el alto ratio de fallos que tiene estos sistemas, por lo que un estudio de nuevos sistemas estimulación y sobre todo, un nuevo estudio del procesado de la señal son necesarios. Con los datos obtenidos en este trabajo opino que con un procesado de la señal más avanzado e incluyendo aprendizaje automático se podrían hacer detecciones de la señal SSVEP mucho más precisas.

Relacionado con el trabajo realizado de la selección de los pares de electrodos que proporcionan una mejor calidad de señal SSVEP, la detección de las mejores referencias variará dependiendo del procesado de la señal utilizado en la implementación del BCI por lo que aún no es un trabajo terminado. Y por tanto esto constituye una posible línea de trabajo futura.

Por último, es necesaria la integración de esta selección de las mejores referencias en un sistema BCI basado en SSVEP completo para ver cuál es la mejoría real en la tasa de fallos de estos sistemas.

Referencias

- Baillet, S., Mosher, J.C. & Leahy, R.M., 2001. Sylvain Baillet, John C. Mosher, and Richard M. Leahy. , (November).
- Ball, T. et al., 2009. NeuroImage Signal quality of simultaneously recorded invasive and non-invasive EEG. , 46, pp.708–716.
- Bci, S., 2014. A Dynamic Selection Method for Reference Electrode in. , 9(8).
- Blankertz, B. et al., 2006. Predicting BCI Performance to Study BCI Illiteracy.
- Chan, A.T. et al., 2015. An Overview of Brain Computer Interfaces Department of Computer Science and Engineering , University of Nevada , Reno.
- Diez, P.F. et al., 2010. A Comparison of Monopolar and Bipolar EEG Recordings for SSVEP Detection. , pp.5803–5806.
- Edlinger, G., Krausz, G. & Guger, C., 2012. A dry electrode concept for SMR , P300 and SSVEP based BCIs. , pp.186–190.
- Fernandez-Vargas, J. et al., 2013. Assisted closed-loop optimization of SSVEP-BCI efficiency. *Frontiers in Neural Circuits*, 7(February), pp.1–15. Available at: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fncir.2013.00027/abstract>.
- Hinterberger, T. et al., 2004. Brain-Computer Communication and Slow Cortical Potentials. , 51(6), pp.1011–1018.
- McFarland, D.J. & Wolpaw, J.R., 2011. Brain-Computer Interfaces for Communication and Control. *Communications of the ACM*, 54(5), pp.60–66.
- Nicolas-alonso, L.F. & Gomez-gil, J., 2012. Brain Computer Interfaces, a Review. , pp.1211–1279.
- Pascarella, A. et al., 2016. Source modeling of ElectroCorticoGraphy (ECoG) data : Stability analysis and spatial filtering. , 263, pp.134–144.
- Review, M.S., 2002. FUNDAMENTALS OF EEG MEASUREMENT M . Teplan. , 2, pp.1–11.
- Volosyak, I., SSVEP-based Bremen – BCI interface — boosting information. , 036020.
- Waldert, S. et al., 2009. Journal of Physiology - Paris A review on directional information in neural signals for brain-machine interfaces. , 103, pp.244–254.

- Wolpaw, J.R. et al., 2000. Brain – Computer Interface Technology : A Review of the First International Meeting. , 8(2), pp.164–173.
- Zhu, D. et al., 2010. A Survey of Stimulation Methods Used in SSVEP-Based BCIs. , 2010.

Glosario

- **API:** Application Programming Interface, conjunto de rutinas, funciones o métodos que proporciona cierta biblioteca para poder ser utilizado por otro software.
- **BCI Illiteracy:** Fenómeno por el cual una interfaz cerebro máquina no funcione para un alto porcentaje de fenómenos.
- **Interfaz Cerebro Máquina (BCI):** Sistema que permite la comunicación con una computadora mediante la actividad cerebral.
- **Electroencefalograma (EEG):** Sistema de grabación de la actividad cerebral, mediante la medición de potenciales eléctricos en el cuero cabelludo.
- **Steady-State Visually Evoked Potentials (SSVEP):** Son modulaciones generadas por el cortex visual tras recibir estímulos visuales parpadeantes. Es usado como señal de control de BCI.
- **Señal de control BCI:** Son señales cerebrales las cuales se han comprendido como se generan y por lo tanto pueden ser usadas como entrada de un sistema BCI.
- **Electrodos de referencia:** En este texto la expresión electrodos de referencia tiene un doble significado dependiendo del contexto, lo que puede llevar a confusión. En el contexto de grabación EEG esta expresión es utilizada para los electrodos necesarios para poder medir diferencias de potenciales en el cuero cabelludo. En el contexto de sistemas BCI basados en SSVEP se denomina electrodos de referencia aquellos electrodos que forman la entrada del sistema BCI.
- **Grabación Basal:** Se denomina grabación basal aquél tipo de grabación EEG en la cual el sujeto no tiene ningún tipo de estimulación, se encuentra reposo, sin hacer demasiado movimiento y sin distracciones. Esta grabación es utilizada para conocer como es la actividad cerebral de un determinado usuario sin ningún tipo de estimulación para luego más tarde comparar con una grabación en la que el sujeto si sea estimulado.
- **Relación señal ruido (SNR):** La relación señal ruido se define como la proporción existente entre la potencia de la señal dividido por la potencia del ruido que la compone. En este trabajo se define esta relación como la grabación con una estimulación a una determinada frecuencia partido de la señal basal.
- **Grabación EEG Monopolar:** La grabación EEG monopolar es aquella en la cual el electrodo referencia (utilizado en este caso para poder determinar diferencias de potencial) se encuentra en una zona fuera del cuero cabelludo.
- **Grabación EEG Bipolar:** La grabación EEG monopolar es aquella en la cual el electrodo referencia (utilizado en este caso para poder determinar diferencias de

potencial) se encuentra en una zona del cuero cabelludo. Se están eliminando por tanto potenciales procedentes de la actividad cerebral.

Anexos

A Manual de instalación.

Se ha desarrollado un código en C++ para la elección de las mejores referencias. Este código está compuesto por los archivos, `best_referencias.cpp`, `fft.cpp`, `best_referencias.h` y `best_referencias.h`. Un archivo `main` adicional es necesario para determinar cuál va a ser el criterio de elección de las mejores referencias.

Se han desarrollado tres tipos de archivos `main` dependiendo de la naturaleza de las pruebas. En primer lugar para las pruebas con una sola frecuencia de estimulación se ha creado `one_freq_main.cpp`. Esta función imprime por pantalla el mejor par de electrodos para una sola frecuencia de estimulación. Por último cabe decir que está pensado para la introducción de los ficheros del casco de EMOTIVE o de G.USBamp. La compilación de este sería mediante la instrucción en la terminal de linux:

```
g++ fft.cpp best_referencias.cpp one_freq_main.cpp -o
```

Este ejecutable necesita de dos parámetros de entrada, el primero, la señal de estimulación, el segundo la señal basal, y el tercero la frecuencia de estimulación.

```
./one_freq_main.cpp basal.bin signalwithstimulation.bin freq
```

En segundo lugar se ha creado el archivo `four_freq_main.cpp`, para el análisis de cuatro frecuencias prefijadas. Esta función imprimirá por pantalla los electrodos que realizan una mejor detección de la señal SSVEP para las cuatro frecuencias de estimulación. La compilación se haría de la siguiente manera:

```
g++ fft.cpp best_referencias.cpp four_freq_main.cpp -o one_freq
```

Y para su ejecución esta necesita, en primer lugar la señal basal, seguida por el resto de las cuatro frecuencias seguido por sus frecuencias de estimulación.

```
./four_freq_main.cpp basal.bin signal_f1.bin f1 signal_f2.bin  
f2 signal_f3.bin f3 signal_f4.bin f4
```

Por último se ha creado el archivo que analiza el barrido en frecuencias. Este se llama `barrido_main.cpp`, y su funcionalidad consiste en imprimir por pantalla con que par de electrodos se consigue una mejor señal ruido y cuáles son las frecuencias que maximizan esta SNR.

```
g++ fft.cpp best_referencias.cpp four_freq_main.cpp -o barrido
```

Para la ejecución de este programa es necesario por parámetros la señal basal y localización de donde se encuentran las grabaciones, el barrido de frecuencias se realiza desde 6 a 23 Hz.

```
./barrido sujeto1/basal.bin sujeto1/
```

B Manual del programador

Los ficheros fft tienen las funciones necesarias para la realización de la transformada rápida radix dos. Las funciones fft() e ifft () nos posibilita la realización de las transformadas y transformada inversa de Fourier.

Best_referencies.cpp como se ha explicado anteriormente tiene como función principal:

```
int best_referencies(int signal_size, double (**signal), int
basal_size, double(**basal), int s_frequency, double result
[NUMBER_CHANNEL][NUMBER_CHANNEL][3], double frequency_of_study)
```

Esta función, usada por los “main” para encontrar los mejores electrodos devuelve de forma automática el nivel del máximo global de SNR para la señal introducida y para cada par de electrodos posibles. Las entradas están compuestas por la señal con estimulación, la señal basal, la frecuencia de sampleo, y la frecuencia de estimulación. En “result” se guardarían los resultados, estos los componen el pico mayor para cada par de electrodos y en qué frecuencia está situado.

El procesamiento de señal es ajustable mediante el uso de las variables del fichero best_referencies.h. Sólo la función best_referencies() puede ser utilizada por el programa main.

```
#include <math.h>
#define ARMONICO 1 // 0 si no quieres tener en cuenta los armónicos
#define NUMBER_CHANNEL 16 //número de electrodos a considerar
#define WINDOW_SIZE 2 //Tamaño de ventana en segundos
#define SAMPLE_F 256 //frecuencia de muestreo

#define F_MAX 16//frecuencia mínima y máxima de estudio
#define F_MIN 5

#define DESPLAZAMIENTO 30//Desplazamiento del inventariado
#define EMOTIVE 1 //Si estás leyendo archivos emotive o g.USBamp
int best_referencies(int signal_size, double (**signal),int
basal_size, double (**basal), int s_frequency, double result
[NUMBER_CHANNEL][NUMBER_CHANNEL][3],double frequency_of_study);
```

Las otras funciones del archivo best_referencias.cpp son

```
void detrend(double *vector,int size);
//Esta función realiza un detrend de la señal introducida

void enventanadoHann( double (*x), int size);
//Esta función se encarga de aplicar una ventana de tipo Hann

void snr_calc(int size, double(*signal_f),double(*basal_f),double
(*snr));
/*
Esta función se encarga de calcular el SNR de la señal. Las
entradas son:
    -El tamaño de las señales,
    -La señal en basal en el dominio de la frecuencia.
    -La señal con estimulación en el dominio de la frecuencia.
El resultado de la función se guarda en *snr. EL espacio en memoria
debe de haberse reservado con anterioridad.

*/
void best_score(double(**snr),int min_f, int
max_f,double(result)[2]);
/*
Esta función se encarga de encontrar donde la señal tiene mayor
nivel de snr en un rango de frecuencias.
Las entradas son:
    -La variable snr, que serán dos vectores, en el primero se
guardará el valor de SNR, y en el segundo a que frecuencia
corresponde este valor ,
    -La frecuencia mínima a la que queremos encontrar el máximo.
    -La frecuencia máxima a la que queremos encontrar el máximo.
El resultado de la función se guarda en result. El valor del pico
máximo result[0] y su situación en frecuencia result[1].

*/

void frequency_study(int size_window, double(*s), int nwindows, int
desplazamiento, double(*s_f),int s_frequency);

/*
Esta función realiza un estudio en frecuencias de la señal. Realiza
un enventanado, un detrending y luego una transformada de Fourier.
Las entradas son:
    -Tamaño de la ventana
    -La señal que se quiere realizar el estudio.
    -El desplazamiento de las ventanas
    -EL número de ventanas que se pueden realizar en la señal.
    -La frecuencia de muestreo.
Y el resultado se guarda en la variable *s_f. Cuyo espacio en
memoria debe de haberse reservado con anterioridad.

*/
```